



TECHNICKÉ PROSTŘEDKY TERÉNNÍHO MONITORINGU VYBRANÝCH FYZIOLOGICKÝCH FUNKCÍ ČLOVĚKA

Bakalářská práce

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika
Autor práce: **Lucie Müllerová**
Vedoucí práce: doc. Ing. Pavel Fuchs, CSc.





TECHNICAL DEVICES FOR FIELD MONITORING OF SELECTED VITAL SIGNS OF HUMAN BODY

Bachelor thesis

Study programme: B3944 – Biomedical Technology
Study branch: 3901R032 – Biomedical Technology
Author: **Lucie Müllerová**
Supervisor: doc. Ing. Pavel Fuchs, CSc.



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Lucie Müllerová**
Osobní číslo: **Z12000015**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Název tématu: **Technické prostředky terénního monitoringu vybraných
fyzilogických funkcí člověka**
Zadávající katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

Cílem práce je zkoumat fyzickou zátěž člověka za účelem nalezení vhodných parametrů pro ideový návrh jednoduchého terénního monitoringu fyzického stavu člověka v mimořádných podmínkách, kterými se rozumí podmínky okolního prostředí, podmínky spojení pro přivolání dostupné pomoci, podmínky dlouhodobého odloučení od civilizace apod. Práce má tyto dílčí cíle:

1. Systematické posouzení biologických a technických aspektů monitoringu fyzické zátěže člověka.
2. Výběr parametrů charakterizujících fyzický stav člověka vhodných pro terénní monitoring.
3. Výběr reálně možných technických způsobů terénního monitoringu.
4. Specifikace požadavků na technické řešení terénního monitoringu.

Teoretická východiska (včetně výstupu z BP):

Pro terénní sledování fyzické zátěže při sportovních aktivitách jsou běžně používány sport-testery. Zpravidla využívají obecné fyziologické zákonitosti platné pro průměrnou populaci. Avšak jejich použití pro mimořádné podmínky naráží na tři základní problémy. Prvním z nich je individualizace nakolik jsou použitelné pro osoby vymykající se průměru vysoce trénovaní a odolní jedinci. Druhým je problém jejich robustnosti a dlouhodobé odolnosti vůči extrémním podmínkám. Třetím problémem je jejich schopnost poskytovat údaje o fyzickém stavu člověka po dostatečně dlouhou dobu na vzdálené stanoviště. Pro sledování fyzického stavu člověka jsou k dispozici samozřejmě další a sofistikovanější prostředky například dálkové sledování (telemetrie) stavu kosmonautů.

Výzkumné předpoklady:

Bakalářská práce bude tvořena částí biomedicínskou a částí technickou. Biomedicínská část práce se bude soustředit na posouzení biologických aspektů monitoringu fyzické zátěže člověka a na výběr parametrů charakterizujících fyzický stav člověka vhodných pro terénní monitoring. Za tím účelem bude třeba provést experimenty, které potvrdí či vyvrátí předpoklady hypotéz použité při prvotním výběru parametrů.

Technická část práce bude zaměřena na problematiku možných technických způsobů terénního monitoringu a specifikaci požadavků na zvolené technické řešení. To by kromě základních funkčních požadavků mělo splňovat podmínky na robustnost ve smyslu odolnosti na podmínky prostředí (klíma, vibrace, EMC,) a na spolehlivost (bezporuchovost).

Metoda:

Použité metody budou analyticko-syntetické s kvantitativním vyhodnocením provedených experimentů týkajících se vhodnosti výběru parametrů. Pro formulaci požadavků na technické řešení bude jejich specifikace provedena pomocí hodnot příslušných technických parametrů.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Základní technikou práce bude analýza problému a syntéza dílčích poznatků do logicky uceleného závěru. Bude zapotřebí používat deduktivní i induktivní úsudkový postup.

V rámci řešení biomedicínské části bude přistoupeno k vyhodnocení výsledků měření vybraných parametrů charakterizujících fyzický stav člověka za použití standardních statistických metod včetně vyhodnocení intervalu spolehlivosti pro stanovení nejistoty získaných výsledků.

V rámci řešení technické části práce bude provedeno posouzení technických a funkčních parametrů dostupných zařízení pro monitoring fyzického stavu člověka. Výsledky posouzení budou ve formě kvantitativního a kvalitativního vyhodnocení.

Místo a čas realizace výzkumu:

Biomedicínská část práce bude probíhat v laboratorních a terénních podmínkách. Laboratorní část proběhne v laboratoři sportovní motoriky KTV FP TU, kde budou probíhat funkční zátěžové testy. Terénní část výzkumu bude probíhat mimo laboratoř a to v různých terénních podmínkách. Akademický rok 2014/2015.

Vzorek: Vzorek bude omezený z důvodu charakteru a rozsahu prací, časové a technické náročnosti výzkumu. Práce je zaměřena na získání prvotních informací pro další zaměření výzkumu. V této fázi výzkumu tedy postačuje, aby v biomedicínské části činil vzorek max. 5 osob.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

50 - 70 stran

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

viz příloha

Vedoucí bakalářské práce:

doc. Ing. Pavel Fuchs, CSc.


Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání bakalářské práce:


30. dubna 2014

Termín odevzdání bakalářské práce:

30. dubna 2015


prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs
rektor




Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

Příloha zadání bakalářské práce

Seznam odborné literatury:

- ADAMEC, Jan a Richard ADAMEC. EKG podle Holtera. Vyd. 2. Praha: Galén, 2009. 115 s. ISBN 978-80-7262-483-6
- DORF, Richard C. Sensors, nanoscience, biomedical engineering and instruments. Vyd. 3. Boca Raton: CRC Press/Taylor & Francis, 2006. 392 s. ISBN 978-0-8493-7346-6
- FELDMAN, Arthur M. Heart failure: device management. Vyd. 1. Oxford: Oxford Wiley-Blackwell, 2010. 186 s. ISBN 978-1-4051-5258-7
- HAVLÍČKOVÁ, L. et al. Fyziologie tělesné zátěže I.: Obecná část. Vyd. 2. Praha: Karolinum, 2008. 203 s. ISBN 978-80-7184-875-2
- KREIDL, Marcel. Měření teploty: Senzory a měřicí obvody. Vyd. 1. Praha: BEN technická literatura, 2005, 293 s. ISBN 978-80-7300-145-2
- PETROVIČ, Michal a Martin ŠIMEK. Bezdrátové sítě. Vyd. 1. Plzeň: Západočeská univerzita, 2013. 276 s. ISBN 978-80-261-0225-0
- PLÍVA, Zdeněk, Jindra DRÁBKOVÁ, Jan KOPRNICKÝ, Leoš PETRŽÍLKA. Metodika zpracování diplomových, bakalářských a vědeckých prací. 2. upravené vydání. Liberec: Technická univerzita v Liberci, FM, 2014. Dostupné z: http://www.fm.tul.cz/files/jak_psat_DP.pdf. ISBN 978-80-7494-049-1
- ROUBÍK, Karel. English for biomedical and electrical engineering scientists. Vyd. 1. Praha: České vysoké učení technické, 2009. 214 s. ISBN 978-80-01-04283-0
- ROZMAN, J. a kol. Elektronické přístroje v lékařství. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006. 408 s. ISBN 80-200-1308-3
- SALITERMAN, Steven S. Fundamentals of bioMEMS and medical microdevices. Vyd. 1. Bellingham: SPIE Publications, 2006. 576 s. ISBN: 978-0-8194-5977-0
- SVAČINA, Jiří. Elektromagnetická kompatibilita. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2002. Dostupné z: http://home.pilsfree.net/fantom/FEL/EMC/EMC_skripta.pdf
- ČSN EN 60300-3-15:2010. Management spolehlivosti Část 3-15: Pokyn k použití Inženýrství spolehlivosti systémů. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, červenec 2010. 52 s. Třídící znak 01 0690.
- GALILEO signály a přijímače. Český kosmický portál: Odbor kosmických technologií a družicových systémů [online]. Dostupné z: <http://www.czechspaceportal.cz/gnss-systemy/galileo/komponenty-systemu-galileo/galileo-signaly-a-prijimace/>
- KOKEŠOVÁ, Nikol. Principy činností soudobých mobilních komunikačních sítí. 2006. Dostupné z: <http://www.fi.muni.cz/usr/staudek/mobilni/mobilni.html>

Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 30.4.2015

Podpis: 

Poděkování

Mé největší díky patří mému vedoucímu, panu doc. Ing. Pavlu Fuchsovi, CSc. za odborné vedení práce a především trpělivost, podporu a vždy přítomnou ochotu při jejím zpracování i odvahu při zapojení se do testování. Dále také děkuji panu plk. RNDr. Hynku Schvachovi, PhD. za jeho čas a cenné rady k dané problematice. Kromě toho bych chtěla poděkovat MuDr. Zuzaně Mottlové a Bc. Jakubu Mottlovi za možnost uskutečnění testování ve Sportovní laboratoři Technické Univerzity v Liberci. Děkuji také rodině a všem blízkým, kteří mě při psaní této práce podporovali.

Anotace

Autor: Lucie Müllerová
Instituce: Technická univerzita v Liberci, Ústav zdravotnických studií
Název práce: Technické prostředky terénního monitoringu vybraných fyziologických funkcí člověka
Vedoucí práce: doc. Ing. Pavel Fuchs, CSc.
Počet stran: 82
Počet příloh: 2
Rok obhajoby: 2015

Souhrn: Bakalářská práce se zabývá ideovým návrhem zařízení pro monitorování vybraných životních funkcí, detekci polohy a případně pádu v terénu. U jednotlivců by se měly sledovat vitální funkce jako je srdeční frekvence, saturace krve kyslíkem a tělesná teplota. Data ze senzorů se odesílají do GSM modulu, odkud se vysílají dál po určitých rádiových frekvencích na nějaký zdravotnický server či do databáze. Data by se měla odesílat a vyhodnocovat kontinuálně a v případě nefyziologických či nestandardních hodnot zalarmovat zdravotnického pracovníka.

Klíčová slova: Telemedicína, životní funkce, SpO₂, pulsní oxymetrie, srdeční frekvence, teplota, pád, akcelerometr, poloha, GPS, GSM, Body Area Network, HL7

Annotation

Author: Lucie Müllerová
Institution: Technical university of Liberec, Institute of Health Studies
Title: Technical devices for field monitoring of selected vital signs of human body
Supervisor: doc. Ing. Pavel Fuchs, CSc.
Pages: 82
Apendix: 2
Year: 2015

Summary: The bachelor thesis is focused on a conceptual design of a device for field monitoring selected vital signs, position tracking or eventual fall. Vital signs as a heart rate, blood oxygen saturation and body temperature of individuals should be monitored. Data collected by sensors are sent to the GSM module, which broadcast it through specific radio frequencies to a medical server or a database. The data should be sent and evaluated continuously and in a case of non-physiological or non-standard values should alert a medical worker.

Key words: Telemedicine, vital function, SpO₂, pulse oximetry, heart rate, temperature, fall, accelerometer, location, GPS, GSM, Body Area Network, HL7

Obsah

Seznam obrázků	11
Seznam tabulek	12
Seznam grafů.....	12
Seznam zkratk	13
Úvod.....	15
1 Existující alternativy	17
1.1 Telemedicína.....	17
1.1.1 mHealth	18
1.1.2 eHealth.....	18
1.2 Nemocnice	19
1.3 Domácnost (přístroje pro seniory)	22
1.4 Armáda – voják 21. století.....	25
1.5 Sport a další	25
2 Výběr měřených fyziologických funkcí.....	27
2.1 Srdeční frekvence (SF)	27
2.2 Saturace krve kyslíkem (SpO ₂).....	29
2.3 Tělesná teplota (TT).....	31
3 Vlivy vnějšího prostředí na lidský organismus.....	33
3.1 Vliv teploty	33
3.2 Vliv tlaku	33
3.3 Vlivy vlhkostní a povětrnostní.....	34
3.4 Vliv záření.....	34
4 Měřidla a čidla fyziologických funkcí	35
4.1 Čidlo pro měření SpO ₂	35
4.1.1 Princip pulsní oxymetrie.....	35
4.1.2 Transmisní metoda	36

4.1.3	Reflexní metoda.....	37
4.2	Tepová frekvence.....	38
4.3	Čidlo pro měření TT	39
4.3.1	Termistorový teploměr	39
4.3.2	PTC.....	39
4.3.3	NTC	40
4.3.4	Výběr termistoru.....	40
5	Sledování polohy.....	42
5.1	GPS	42
5.1.1	Vysílané frekvence	42
5.1.2	Základní segmenty.....	42
5.1.3	GPS přijímače.....	43
5.1.4	Použití.....	43
5.2	Galileo.....	43
5.3	Výběr GPS modulu.....	44
6	Detekce pádu	46
6.1	Akcelerometr	46
6.2	Výběr modulu akcelerometru	46
7	Monitorování technologií BAN	48
7.1	Přenos dat.....	48
7.1.1	Kmitočty	49
7.1.2	Standardy	50
7.2	Ukládání dat a standardy.....	50
7.2.1	Health Level 7.....	51
8	GSM	52
8.1	Kmitočtová pásma	52
8.2	Přenosové kanály	53
8.3	GSM modul.....	53
9	Realizace výzkumu	54

9.1	Parametry a cíle měření	54
9.2	Výběr metody	54
9.3	Použité přístrojové vybavení, software a postup měření	54
9.4	Průběh testování jednotlivých figurantů	55
9.5	Vyhodnocení	55
10	Závěr	57
	Seznam použité literatury	60
	Přílohy	64
	Přiložené CD	64
	Příloha A.....	65

Seznam obrázků

Obrázek 1: Průběh změn SF během fyzické zátěže u trénovaného a netrénovaného jedince.....	28
Obrázek 2: Vazebná křivka hemoglobinu pro kyslík a závislost saturace na parciálním tlaku	30
Obrázek 3: Teplotní zóny kožní teploty.....	31
Obrázek 4: Absorpční spektrum Hb a HbO ₂ v závislosti na vlnové délce [16]	35
Obrázek 5: Průchod záření tkání a pokles jeho intenzity	36
Obrázek 6: Transmisní metoda snímání.....	37
Obrázek 7: Možné artefakty vzniklé při záznamu pulsním oxymetrem [22].....	37
Obrázek 8: Reflexní metoda měření [24]	38
Obrázek 9: Termistor NTC640-4k7	40
Obrázek 10: Zvolený akcelerometr	46
Obrázek 11: Příklad konceptu technologie BAN pro využití ve zdravotnictví.....	48
Obrázek 12: Srovnání požadavků na rychlost přenosu dat a spotřeby energie u BAN a jiných komunikačních technologií krátkého dosahu.....	49
Obrázek 13: Schéma BAN a přenosu dat.....	51
Obrázek 14: GSM modul Cinterion TC65i-X.....	53

Obrázek 15: Výstup ze softwaru při testování metodou stupňovitého testu pomocí BE u figuranta 1	67
Obrázek 16: Výstup ze softwaru při testování metodou stupňovitého testu pomocí BE u figuranta 2	70
Obrázek 17: Výstup ze softwaru při testování metodou stupňovitého testu pomocí BE u figuranta 3	73
Obrázek 18: Výstup ze softwaru při testování metodou stupňovitého testu pomocí BE u figuranta 4	77
Obrázek 19: Výstup ze softwaru při testování metodou stupňovitého testu pomocí BE u figuranta 5	80
Obrázek 20: Fotografie z průběhu měření	81

Seznam tabulek

Tabulka 1: Shrnutí používaných přístrojů v nemocnicích	21
Tabulka 2: Shrnutí používaných přístrojů v domácnostech	24
Tabulka 3: Porovnání GPS modulů	45
Tabulka 4: Kmitočtová pásma BAN	50
Tabulka 5: Hodnoty figuranta 1 odečtené v průběhu BE	65
Tabulka 6: Hodnoty figuranta 2 odečtené v průběhu BE	68
Tabulka 7: Hodnoty figurantky 3 odečtené v průběhu BE	71
Tabulka 8: Hodnoty figuranta 4 odečtené v průběhu BE	75
Tabulka 9: Hodnoty figuranta 5 odečtené v průběhu BE	78

Seznam grafů

Graf 1: Pulsní křivka	39
Graf 2: Závislost odporu na teplotě u termistoru NTC640-4k7	41
Graf 3: Vývoj SF v závislosti na změně zátěže u figuranta 1	66
Graf 4: Vývoj SF v závislosti na změně zátěže u figuranta 2	69
Graf 5: Vývoj SF v závislosti na změně zátěže u figuranta 3	72
Graf 6: Průběh SpO2 u figuranta 3	74
Graf 7: Vývoj SF v závislosti na změně zátěže u figuranta 4	76
Graf 8: Vývoj SF v závislosti na změně zátěže u figuranta 5	79
Graf 9: Výstup ze sporttesteru Garmin u figuranta 3	82
Graf 10: Výstup ze sporttesteru Garmin u figuranta 4	82
Graf 11: Výstup ze sporttesteru Garmin u figuranta 5	82

Seznam zkratek

AHN	Akutní horská nemoc
ANP	Anaerobní práh
BAN	Body Area Network
BE	Bicyklová ergometrie
CEN	Comité Européen de Normalisation
COHb	Karboxyhemoglobin
DaSta	Datový standard
e.i.r.p.	equivalent isotropically radiated power
EKG	Elektrokardiogram
EN	Evropská norma
GNSS	Global Navigation Satellite System
GPS	Global Position System
GPRS	General Packet Radio Service
GSM	Groupe Spécial Mobile
HAPE	High Altitude Pulmonary Edema
Hb	Deoxyhemoglobin
HL7	Health Level 7
ICD	Implantabilní kardioverter-defibrilátor
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
LED	Light-Emitting Diode
MBANS	Medical Body Area Network System
MetHb	Methemoglobin
NTC	Negative Temperature Coefficient
O ₂ Hb	Oxyhemoglobin
OSI	Open System Interconnection
PDA	Personal Digital Assistant
PM	Pacemaker (kardiostimulátor)
PO ₂	Parciální tlak
PTC	Positive Temperature Coefficient
RIM	Referenční Informační model
SF	Srdeční frekvence

SpO ₂	Saturace krve kyslíkem
TK	Tlak krve
TT	Tělesná teplota
TUL	Technická univerzita v Liberci

Úvod

V současné době máme příležitost sledovat, jak se technologie neustále posouvají dál a to ve všech možných vědeckých směrech a odvětvích. Jeden z největších pokroků můžeme pozorovat právě v medicínské sféře. Ta má sice stále stejný cíl a to prevencí předcházet nemocem, ale především také záchranu lidských životů. Za pomoci technologií toho může dosáhnout lépe a efektivněji.

Aktuálně se nejvíce rozmáhá oblast telemedicíny, která velmi usnadňuje péči o pacienta. Svým způsobem může předcházet možným rizikům ohrožení zdraví a života sledovaného a včasně mu dopřát potřebnou péči.

Dnešní doba nám také nabízí mnoho možností sportovního vyžití a to především co se týče extrémních sportů. Lidé mají stále větší tendenci posouvat své fyzické schopnosti za hranice svých možností. Často tím však ohrožují svůj život a většinou se ani nenacházejí v dostatečné blízkosti poskytovatele zdravotnické péče (např. vysokohorská turistika), kde by se jim mohla v případě nehody, úrazu nebo jiné újmy na zdraví zajistit včas adekvátní zdravotnická pomoc. Proto by se nabízelo, aby za určitých extrémních podmínek byly u těchto lidí kontinuálně dálkově sledovány určité fyziologické funkce, které by byly vhodné k vyhodnocení jejich přibližného zdravotního stavu. V úvahu také připadá kontrola polohy a pádu za pomoci akcelerometru. V případě nesrovnalostí by se odborný personál pokusil navázat kontakt s uživatelem, za horších okolností by se na místo přivolala nejbližší možná zdravotnická pomoc (lékař, zdravotnická záchranná služba, horská služba), která by tam díky jasné poloze mohla dorazit dříve a tím zvýšit možnost člověka na přežití nebo zmírnit následky úrazu.

Pro kontrolu či dlouhodobý monitoring fyziologických funkcí člověka existuje pro běžné domácí použití mnoho prostředků. Mohou to být přístroje či prostředky k monitoringu tlaku krve, tepové frekvence, srdeční činnosti, teploty a jiné. Tyto přístroje však většinou nejsou natolik dobře přenositelné, aby byly vhodné pro použití v terénu za extrémních podmínek. Zpravidla nevysílají data a nejsou ani propojeny s žádnou databází. Tím se naskytá problém sběru dat o uživateli a výběru nejvhodnějšího způsobu komunikace k přenosu dat po dostatečně dlouhou dobu. Problémem také může být odolnost prostředku vůči vnějším podmínkám prostředí (např. klima).

Cílem tedy nebude vytvořit samotné zařízení ale pouze jeho ideový návrh. Bude zapotřebí určit, jaké fyziologické funkce dostatečně charakterizují fyzický stav člověka a jaké parametry bude nejlepší zvolit pro toto zařízení i z hlediska použitelnosti v terén-

ních podmínkách. Teoretické předpoklady pro výběr parametrů monitoringu fyziologických funkcí bude třeba potvrdit či vyvrátit experimenty uskutečněnými ve sportovní laboratoři a v terénních podmínkách. Jak bylo řečeno výše, bude také třeba zvolit takové technické řešení, které bude splňovat podmínky odolnosti prostředí a vhodnost výběru způsobu ukládání, přenosu a vyhodnocení dat uživatele.

1 Existující alternativy

Na českém i zahraničním trhu je velké množství alternativ přístrojů, které slouží k monitoringu fyziologických funkcí člověka. Ne všechny ale splňují kritéria, která se od přístroje vyžadují. Mezi hlavní kritéria je zařazena přenositelnost a použitelnost v extrémních podmínkách, schopnost komunikace na dálku a přenos dat o stavu pacienta, velká výdrž baterie, případně možnost její výměny, pohodlnost pro uživatele, čili aby nebránil jakkoliv pohybu člověka a nijak mu nepřekážel. Všechny tyto zařízení se mohou zařadit pod jednu velmi aktuální oblast zdravotnictví a to telemedicínu.

1.1 Telemedicína

Telemedicína je schopnost interaktivně zprostředkovat zdravotní péči za použití moderních technologií a telekomunikace. Jedná se o přenos medicínských informací mezi jednou stranou (pacientem) a druhou stranou (lékař, zdravotnické zařízení) skrze elektronickou komunikaci. To může vést ke zlepšení pacientova klinického zdravotního stavu. Například včasným odhalením nevyhovujících hodnot v pacientových záznamech se může předejít vážnějšímu onemocnění nebo některým akutním patologickým stavům, které by mohly vést ke smrti. Telemedicína zahrnuje rostoucí škálu aplikací a služeb využívající videospojení mezi dvěma a více uživateli, emaily, bezdrátové nástroje, chytré telefony a jiné formy telekomunikačních technologií.

Počátky telemedicíny můžeme datovat už do dob 60. let 20. století, kdy v programu NASA vznikali první telemetrické programy, které měly za cíl monitorovat fyziologické funkce astronautů ve vesmíru. Programy se pak začaly rozrůstat i do nemocnic, které je zprvu využívaly k možnosti rozšíření péče o pacienty v odlehlejších oblastech. V době 90. let 20. století nastal největší rozmach internetu a informačních technologií a došlo tím i ke značnému rozvoji telemedicíny. Nyní se používá ve všech různých sférách zdravotnictví k přenosu medicínské informace a to např. k monitoringu a kontrole fyziologických funkcí člověka, hladiny krevního cukru u diabetiků nebo při operacích. Mimo jiné můžeme do telemedicíny zařadit i vzdálené konzultace a videokonference zdravotnických odborníků, jejichž účelem je nalezení správné diagnózy [1], [2].

Služby telemedicíny můžeme rozdělit na dvě velké části. První z nich má podobu služeb pro veřejnost, druhou je pak forma přenosu medicínské pomoci internetem, intranetem nebo jiného síťového a komunikačního prostředí.

V poslední době jsou nejvíce se rozvíjející součástí telemedicíny mHealth a též eHealth.

1.1.1 mHealth

mHealth je zkratkou pro mobile health čili mobilní zdravotnictví. To nám tedy říká, že k poskytování zdravotnické péče využívá mobilních zařízení, díky kterým může dojít ke včasné diagnostice. mHealth také velmi napomáhá zdravotnickým odborníkům se sběrem dat pacientů trpícími chronickými nemocemi. Zařídí jim tak značnou časovou úsporu a to až 30 % a mohou se tak efektivněji věnovat samotné léčbě pacienta. Ve své podstatě by se mHealth dalo hierarchicky zařadit i pod eHealth, jelikož mHealth je součástí elektronizace zdravotnictví [3].

1.1.2 eHealth

Z anglického názvu si můžeme vyvodit, že se jedná o jakousi formu elektronizace zdravotnictví, jež ke svému fungování využívá informační a komunikační technologie. E-health zprostředkovává interakci mezi pacientem a lékařem, zdravotnickým zařízením, mezi pacienty navzájem a mezi zdravotnickými odborníky. eHealth celkově ovlivňuje efektivnost zdravotní péče a tím pádem i zdravotní stav obyvatelstva. eHealth je souhrn všech systémů, služeb, produktů, které jsou určitou nadstavbou běžně dostupných internetových aplikací a programů. Jsou to především prostředky dostupné pro zdravotnická zařízení a profesionály, zdravotnickou správu a dále i pro zdravotnické systémy pro pacienty a plátce zdravotního pojištění [1].

1.2 Nemocnice

Biotronic Home monitoring

Jedná se o systém domácího monitoringu, který dálkově sleduje činnost srdce. Je hojně používán v České republice již od roku 2004. Počet sledovaných pacientů se u nás pohybuje okolo 1500. Biotronic dálkově sleduje pacienty, kteří mají implantovaný kardiostimulátor (pacemaker-PM) a kardioverter-defibrilátor (ICD). PM a ICD vysílá signál v dosahu 2–3 m ve frekvenčním pásmu 402–405 MHz. Tento signál dále přijímá cardiomessenger (CM). Ten funguje na principu čtyřpásmového (850/900/1800/1900 MHz) mobilního telefonu, který pak digitálně zakódovaná data odesílá skrze GPRS přes síť GSM do centra v Berlíně. Dokáže odhalit fibrilaci síní, asymptotické arytmie a dysfunkci elektrod. Výsledky jsou následně zanalyzovány a zpřístupněny lékaři. Data se odesílají pravidelně každý den v naprogramovanou hodinu nebo také v případě závažného nálezu či arytmie. Pokud k takové situaci dojde, ošetřující lékař je informován e-mailem, faxem nebo SMS zprávou.

Medtronic Care Link

Jedná se opět o službu dálkového monitorování pacienta, který má implantovaný přístroj (PM, ICD) firmy Medtronic. Je druhým systémem, který se používá v České republice a to od roku 2009 avšak ve světovém měřítku je nejrozšířenější. Systém obsahuje patientský monitor a modul, pomocí kterých dochází k přenosu dat ze zařízení do nemocnice prostřednictvím mobilní telefonní sítě. Data se primárně posílají na zabezpečené úložiště na internetu (<http://www.carelink.net>), kam mají po přihlášení přístup pouze autorizovaní pracovníci nemocnice. Lékaři dané nemocnice pak mohou kontrolovat hodnoty pacienta bez ohledu na to, kde se momentálně nachází. Data z přístroje se mohou načítat a odesílat buď manuálně, nebo automaticky. To se odvíjí od stáří implantátu, u starších přístrojů musí pacient přiložit hlavici CareLink Monitor nad implantovaný přístroj, jinak nedojde k přenosu dat. Novější zařízení komunikují pomocí automatického bezdrátového přenosu (dosah signálu je 10 m a frekvenční pásmo je stejné jako u firmy Biotronic čili 402 – 405 MHz).

Boston Scientific Latitude

Kromě ICD je důležitou součástí přístrojového vybavení i jednotka zvaná Latitude Communicator™. Data se opět mohou načítat manuálně nebo automaticky. V případě

manuální varianty, musí pacient vyčkat 1 – 3 minuty, než dojde skrz hlavici k přenosu dat. Data lze přenášet maximálně jednou týdně a pacient je kontrolkou vyzván, aby si hlavici nad implantovaný přístroj přiložil. U novějších ICD a PM se mohou data přenášet automaticky bezdrátově, ale maximálně jednou denně. Dosah zařízení je minimálně 3 metry a používaná frekvence signálu je 869,85 MHz. Data se odesílají přes telefonní linku a jsou ukládána na zabezpečený server, ke kterému má přístup jak lékař, tak i v menším rozsahu pacient.

Tento přístroj má na rozdíl od svých konkurentů i dostupné příslušenství v podobě osobní váhy a tonometru. Z nich se data přenášejí pomocí technologie bluetooth.

St. Jude Merlin.net

Manipulace s tímto zařízením není tak jednoduchá a automatizovaná jako s předchozími. Přenos iniciuje buď pacient, lékař nebo technik po předchozím telefonickém spojení s pacientem. Pacient dostane instrukce, jak má postupovat. Vyžaduje se po něm opět přiložení hlavice nad oblast ICD a k tomu navíc nasazení vodivých náramků, které snímají povrchové EKG. Data k lékaři přenáší telefonní linkou, ale neukládají se na žádném serveru. Lékař pouze reálně vidí to, co by viděl při běžné kontrole[4], [5].

Holterův monitor

Kontinuálně zaznamenává hodnoty TF, TK a EKG. Jedná se o dlouhodobé měření trvající minimálně 24 hodin, kdy se vyšetřují poruchy srdečního rytmu. Při měření EKG se obvykle pacientovi nalepí 6 snímacích elektrod, které zaznamenávají srdeční aktivitu do registračního zařízení. Data se nikam neodesílají, pouze se ukládají do paměti přístroje. Pacient s Holterem pak musí osobně navštívit lékaře, který si data nahraje do počítače a vyhodnotí. Lékař může sledovat vývoj TF během celé doby monitorování, ale může hodnotit i EKG křivku a objevit některé krátce trvající poruchy srdečního rytmu, které jsou jinak obtížně rozpoznatelné. V případě indikace nějakého problému, je pak i k dispozici Holter, který zaznamenává po dobu 7 dnů [6].

Tabulka 1: Shrnutí používaných přístrojů v nemocnicích

Zařízení	Bezdrátová komunikace s implantovaným zařízením	Přenos dat	Vysílač	Četnost komunikace	Oznámení	Speciální funkce
Biotronic Home Monitoring	Rádiové vlny	GSM síť	Mobilní/přenosný	Denně, alarmové hodnoty	Fax, sms, e-mail	On-line konfigurovatelné alarmy
Medtronic Care Link	Rádiové vlny	Analogová telefonní linka	Nepřenosný	Několikrát denně, alarmové hodnoty	Sms, email	Volitelný alarm teplotiny na plicích, možnost nastavení alarmů u vysokých a středních rizik
Boston Scientific Latitude	Rádiové vlny	Analogová telefonní linka	Nepřenosný	Několikrát denně, alarmové hodnoty	Fax, telefon	Volitelné bezdrátové příslušenství v podobě tonometru a váhy
St. Jude Merlin.net	Rádiové vlny	Analogová telefonní linka	Nepřenosný	Několikrát denně, alarmové hodnoty	Fax, sms, e-mail,	Export dat EHR, on-line konfigurovatelné alarmy

1.3 Domácnost (přístroje pro seniory)

Health Buddy (Bosch)

Obsahuje přes 30 programů, kde pacienti odpovídají na sérii otázek o jejich zdraví a celkovém bytí. Data se přenáší skrz telefonní linku nebo Ethernet připojení do chráněného data centra. Data jsou pak dostupná k posouzení na webovém rozhraní Health Buddy Desktop. Odpovědi určené pacientům jsou barevně odlišené podle stupně rizika jako vysoké (červeně), střední (žlutě) a nízké (zeleně) a v případě vyšších rizik přístroj vydá výzvu, že je nutný zásah zdravotníka nebo návštěva lékaře. Lékaři, kteří kontrolují hodnoty uživatelů, mohou přímo do zařízení poslat zprávu v délce do 150 znaků. Součástí jsou i periferní přístroje jako váha, glukometr, peak-flow metr, tonometr s manžetou a pulzní oxymetr [4], [7].

Telestation (Philips)

Pacienti odpovídají na otázky týkající se jejich zdravotního stavu. Data jsou přenášena z bezdrátových periferních zařízení na telestanici. Informace jsou pak dále skrze telefonní linku odeslána k posouzení zdravotníkům. Mezi příslušenství dále patří váha, tonometr, glukometr, pulzní oxymetr a pás pro měření tepové frekvence [4], [8].

Genesis DM (Honeywell)

Jedná se o webové rozhraní, kde jsou nastavitelné dotazy související s chorobou pacienta. Obousměrný přenos zvuku pak zdravotníkům a pacientům umožňuje komunikovat. Přídavná zařízení obsahují stetoskop, váhu, tonometr, glukometr, pulzní oxymetr, teploměr, Quickův test (protrombinový čas) s výsledky udávanými v poměru INR, peak-flow metr [4].

Intel's Health Guide PHS6000 (Intel)

Toto zařízení kombinuje domácí monitoring pacienta s on-line rozhraním. Pacienti a odborný personál jsou v kontaktu pomocí obousměrného zvukového a video přenosu a také pomocí emailu. V systémovém vybavení pak můžeme najít multimediální výukovou knihovnu. Periferními zařízeními jsou opět tonometr, glukometr, pulzní oxymetr, peak-flow metr a váha, které jsou bezdrátově spojeny s telestanicí, která vysílá data přes telefonní linku, [4], [9].

LifeView (American TeleCare)

Je spojením patientského monitoru a interaktivního videa, což umožňuje zdravotníkům monitorovat zdravotní stav pacienta. Data jsou sbírána z periferních zařízení a z LifeView patientského monitoru a jsou přenášena skrze telefonní linku nebo širokopásmové připojení. Obousměrný přenos zvuku a videa umožňuje klinickým pracovníkům a pacientům komunikovat. Mezi příslušenství patří stetoskop, váha, tonometr, glukometr, pulzní oxymetr, teploměr a Quickův test [4].

Ideal LIFE Pod (Ideal Life)

Data se sbírají z periferních zařízení a Ideal Life Podu, který pak přenáší data skrze analogovou telefonní linku. Další součástí přístroje může být tonometr, glukometr, pulzní oxymetr, peak-flow metr a krokoměr [4].

Biosign (Healthanywhere)

Platforma je dostupná pro širokou škálu zařízení jako je tablet, notebook, PC nebo jako aplikace na smartphone. Působí jako osobní telemedicínský asistent pro sledování vitálních funkcí. Data z periferních zařízení se přenášejí za použití bluetooth technologie. K dalším funkcím patří kalendář, upomínky, dotazníky a obousměrné video skrze uživatelský software "kiosek", který spojuje pacienty a zdravotníky na specializovaných místech. Data tedy mohou být viděna zdravotníky a uživateli ale rovněž jsou integrována s Microsoft's HealthVault. Stejně jako předchozí přístroje má příslušenství v podobě tonometru, glukometru a váhy [4], [10].

Tabulka 2: Shrnutí používaných přístrojů v domácnostech

Zařízení	Datový přenos	Přenos dat z periferních zařízení	Sběrnice dat	Periferní zařízení
Health Buddy	Telefonní linka, ethernet	USB kabel, infra-port, bluetooth	Přístroj Health Buddy	Váha, glukometr, peak-flow metr, tonometr, pulzní oxymetr
Telestation	Telefonní linka	Bezdrátová síť	Přístroj Telestation	Váha, tonometr, glukometr, pulzní oxymetr, pás pro měření TF
Genesis DM	Telefonní linka, externí mobilní modem	Bezdrátová síť GPRS	Přístroj Genesis DM	Stetoskop, váha, tonometr, glukometr, pulzní oxymetr, teploměr, Quickův test (PT)
Intel's Health Guide PHS6000	Telefonní linka	Bezdrátová síť, bluetooth	Přístroj Intel's Health Guide	Tonometr, glukometr, pulzní oxymetr, peak-flow metr, váha
Ideal LIFE Pod	Telefonní linka	Bezdrátová síť	Ideal Life Pod	Tonometr, glukometr, pulzní oxymetr, peak-flow metr, krokomeř
Biosign	Bezdrátová síť	Bluetooth	Smartphone, tablet, notebook, PC	Tonometr, glukometr, váha, pulzní oxymetr

U všech těchto zařízení si pacienti nebo uživatelé provádí měření vitálních funkcí denně dle doporučení výrobce či lékaře.

1.4 Armáda – voják 21. století

Zatím nedostupný systém, zařízení či výstroj, na jehož výzkumu se neustále pracuje. Jedná se o systém monitoringu fyziologických funkcí vojáka, jednotlivá čidla by měla být především součástí uniformy. Jednalo by se především o měření teploty tělesného jádra a kůže, tepovou frekvenci, tlak krve, EKG a SpO₂. Z toho by se měl dát zjistit zdravotní stav vojáka, zdali není dehydratovaný, přehřátý, jakou má úroveň stresu, potřebu spánku nebo jak moc je fyzicky zatížen. Jeden z návrhů je, že by měl poskytovat i řešení situace. Jeden z takových možných příkladů je, že v případě přehřátí organismu by došlo k úpravě mikroklimatu za pomoci systému nebo sítě tenkých trubiček ve vnitřní vrstvě uniformy. Ty by na základě dodané energie dokázali tělo vojáka zchladit nebo případně ohřívat. Všechno je to zatím ale otázkou dlouhodobého výzkumu [11].

1.5 Sport a další

Sport

Nejvíce užívanou metodou k měření fyziologických funkcí jsou ve sportu sporttestery, různé druhy multifunkčních hodinek a případně prstové pulzní oxymetry. V poslední době se také rozmohlo velké množství mobilních aplikací. Existuje mnoho výrobců, které se touto problematikou zabývají, takže v tomto případě nemá význam řešit každého zvlášť, jelikož se od sebe jednotlivými funkcemi příliš neliší. Přenos informace probíhá povětšinou mezi hrudním pásem a hodinkami pomocí technologie bluetooth nebo radiových vln o frekvenci 2,4 GHz, dále mezi hrudním pásem a telefonem také přes bluetooth a v případě stažení dat do počítače se využívá infračervený port. Sporttestery zpravidla monitorují TF, SpO₂, kcal (vypočítává dle zadaných kritérií – váha, výška, ANP). Většina novějších přístrojů má v sobě zabudovanou i GPS. Všechna zmíněná zařízení slouží čistě k monitoringu, data se nikam k posouzení neodesílají, uživatel je má pouze pro vlastní kontrolu.

Jedny z nejvyspělejších mobilních aplikací jsou Wello a Scanadu. Ty jsou momentálně v procesu schvalování a zjišťuje se, zdali se skutečně jedná o funkční zařízení. Aplikace by měly umět měřit hodnoty základních fyziologických funkcí jako teplota, TK, TF, EKG, SpO₂, dechovou frekvenci a s daným příslušenstvím zjistit např. zdravotní stav plic. Rozdíl mezi nimi je v tom, že Wello má čidla zabudovaná ve speciálním obalu na smartphone, zatímco Scanadu má bezdrátový senzor, který se přikládá k hlavě ve frontální oblasti [12], [13].

Chůvičky

V domácnostech se také čím dál tím více užívají tzv. „chůvičky“ nebo také přesněji elektronická chůva. Ta nekontroluje samotné dítě, ale pouze stav teploty a vlhkosti v pokoji a přenáší zvukový signál.

Mimo jiné je teď hojně užívaná podložka Nanny, kterou vyrábí firma Jablotron. Jejím úkolem je sledovat dýchání kojence během spánku, snižuje se tak riziko náhlého selhání dechu. Je rozšířena v mnoha nemocnicích po České republice i vzhledem k tomu, že je to český výrobek. Kromě dýchání sleduje i pohyby dítěte, a pokud dechová frekvence klesne pod 8 dechů/min, nebo se 20 sekund nenadechne, ozve se alarm [14].

2 Výběr měřených fyziologických funkcí

Výběr vhodných parametrů pro monitoring pacienta se odvíjí především od dostupnosti čidel a možnosti jejich umístění na těle tak, aby nebránili pohybu uživatele. V tuto chvíli se budeme zabývat výběrem takových fyziologických funkcí, které nám nejlépe přiblíží zdravotní stav sledovaného. Důležitým hlediskem pro výběr měřených hodnot je velikost a přenositelnost měřidel, které je budou snímat a také jejich možnost umístění tam, kde to bude pro snímání nejvhodnější. Dalším aspektem je jejich schopnost monitorovat a snímat samovolně a kontinuálně bez velké náročnosti na spotřebu energie.

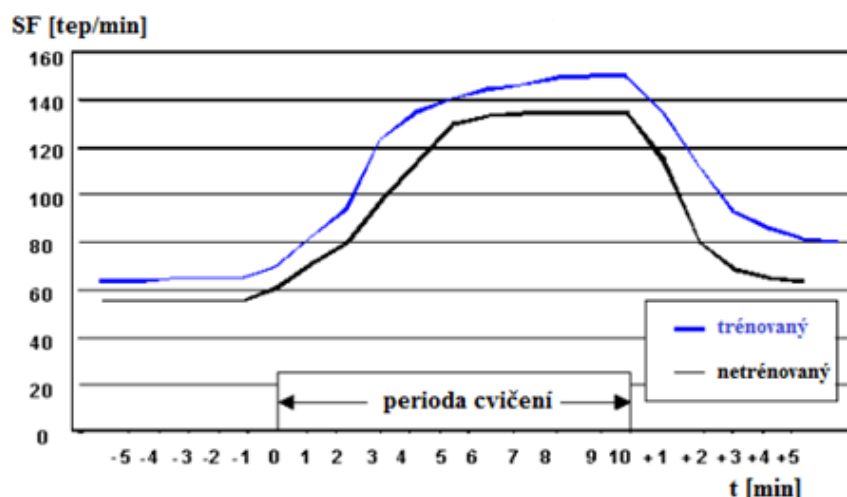
Z alternativ vypsanych v předchozí kapitole si můžeme vyvodit, že k nejvíce sledovaným hodnotám patří tlak krve, tepová frekvence, saturace krve, hmotnost člověka a hladina glukózy v krvi. Velkou roli tam naopak nehraje stanovení velikosti tělesné teploty. Z těchto zmíněných hodnot se nám k měření nabízí především tepová frekvence (TF), saturace krve (SpO_2) a tělesná teplota člověka (TT). Na rozdíl od monitorování ostatních parametrů nejsou čidla ani další nástroje pro měření velká, jsou dobře přenositelná a nevyžadují účast sledovaného na samotném měření. Všechny tyto hodnoty lze také měřit kontinuálně a je možné z nich určit přibližný zdravotní stav uživatele, což je jeden z hlavních požadavků.

Nyní si rozebereme jednotlivé fyziologické funkce, jejich fyziologické hodnoty, jakou měrou jsou ovlivňovány fyzickou zátěží a případně jejich patologické hodnoty.

2.1 Srdeční frekvence (SF)

Srdeční frekvence je fyziologickou funkcí, která nám udává počet srdečních stahů za určitou časovou jednotku. V praxi je nejvíce používanou jednotkou minuta. Fyziologické hodnoty SF se v klidu u zdravého dospělého člověka nachází v rozmezí 60 – 90 tepů/min. Dolní hranice se může posunout níže a to vzhledem k trénovanosti jedince (sportovní bradykardie). Patologické hodnoty pak najdeme pod pojmy bradykardie, kdy je SF nižší než 60 tepů/min a tachykardie, která je ukazatelem zrychlení SF nad fyziologickou mez a to v hodnotách nad 90 – 100 tepů/min.

Srdeční frekvence nebo na periférii sledovaná tepová frekvence se mění nejen během výkonu, ale i před ním a po něm. Tyto změny jsou považovány za změny reaktivní, jelikož jsou vyvolány bezprostřední reakcí na fyzickou zátěž.



Obrázek 1: Průběh změn SF během fyzické zátěže u trénovaného a netrénovaného jedince

Změny ve fázi před výkonem spočívají ve zvýšení srdeční frekvence, k čemuž dochází vlivem podmíněných reflexů a emocí. Rozdíl můžeme najít u trénovaných a netrénovaných jedinců. U trénovaných převládají podmíněné reflexy se vztahem ke svalové činnosti, které jsou dány předchozími zkušenostmi člověka s fyzickou zátěží. Naopak u netrénovaných hrají větší roli emoce. Ty však při závodech určitou měrou ovlivňují i zkušenější sportovce.

V samotné fázi výkonu, která nás zajímá nejvíce, srdeční frekvence zpočátku stoupá prudce, ale následně se ustálí do hodnot, které odpovídají aktuálně prováděné fyzické zátěži. To se hodí k případné telediagnostice, kdy jakýkoliv větší výkyv ze sledovaných hodnot by mohl být ukazatelem zhoršeného zdravotního stavu člověka.

U závěrečné fáze nebo ve fázi po výkonu se srdeční frekvence navrácí k výchozím hodnotám a to nejprve strmě dolů, později už je pokles pozvolnější. Návrat ke klidovým hodnotám se u různých osob liší, např. u vagotoniků je pokles rychlejší.

Změny, které souvisí s trénovaností jedince, se nazývají adaptační. Srdce výkonnostních sportovců pravidelnou vytrvalostní zátěží zbytnuje a dochází k excentrické hypertrofii, která se funkčně projevuje menším tepovým objemem a nižší ejekční frakcí. Největší změny také nastávají u srdeční frekvence. Zde se může zejména v klidových hodnotách výrazně lišit trénovaný od netrénovaného. Trénovaný jedinec má klidovou SF nižší, tento stav je pak známý jako sportovní bradykardie, což je ukazatelem přeladění organismu do vagotonie. Hodnoty SF se při takovém stavu běžně nachází pod hranicí 60 tepů/min. U některých jedinců mohou dosahovat hodnoty až extrému v rozmezí 30 – 35 tepů/min. I ve výkonové fázi jsou průměrné hodnoty sportovců položeny níže než hodnoty nesportovců. Naopak u maximální SF není vliv trénovanosti určující. Hod-

noty jsou velmi individuální, ale mohou být ovlivněny pohlavím (ženy mívají vyšší SF_{MAX}) a věkem. Pro věk si můžeme definovat následující vzorec:

$$SF_{MAX} = 220 - \text{věk} \quad (1)$$

Z toho nám může jasně vyplynout, že např. nastavování alarmů bude u jednotlivých uživatelů vyžadovat velkou míru individualizace. Tyto alarmy pak mohou upozornit odborný personál na změny ve zdravotním stavu sledovaného, a jak bylo napsáno výše, zdravotník si může všimnout i případných větších či výraznějších výkyvů SF při kontinuálním zatížení [15], [16].

2.2 Saturace krve kyslíkem (SpO_2)

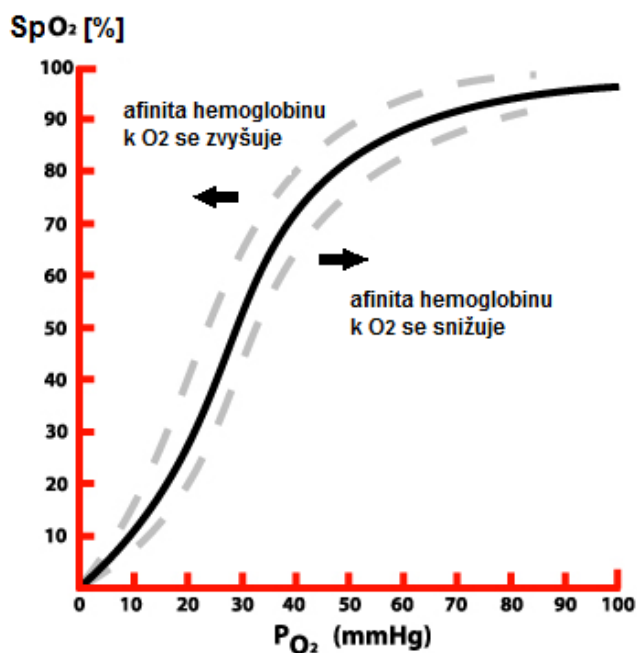
Saturace krve kyslíkem je hodnota nasycení krve (přesněji hemoglobinu) kyslíkem udávaná v procentech – podíl okysličeného hemoglobinu v krvi. Výsledky mohou být zachyceny také jako pletysmografická křivka, kdy záleží na tvaru křivky. Měří se tran-skutánně (přes kůži) a v rukách zkušeného zdravotnického personálu může sloužit jako dobrý podklad k rozpoznání a diagnostice zdravotních potíží ve vyšší nadmořské výšce.

Fyziologické hodnoty SpO_2 je 95 – 98 % a závisí především na tlaku kyslíku v krvi, jehož standardní hodnoty se pohybují v rozmezí 90 – 100 mmHg. Podíl kyslíkem nasyceného hemoglobinu HbO_2 je udáván v poměru k celkové vazebné kapacitě čili k RHb, HbO_2 , MetHb, COHb. Pro výpočet je možno uvést vzorec:

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{\text{celkový Hb}} \times 100\%, \quad (2)$$

Standardně váže 1 g hemoglobinu při 100% nasycení 1,33 ml kyslíku. Díky těmto informacím se dá snadno dopočítat množství kyslíku v krvi. Ve vysokých nadmořských výškách se u aklimatizovaného a fyziologicky přizpůsobeného člověka hemoglobin zvyšuje a saturace klesá. Množství kyslíku v krvi se ale díky právě vyššímu hemoglobinu může dostat na stejnou hodnotu jako v nižších výškách.

Transport kyslíku k buňkám je závislý na parciálním tlaku kyslíku (PO_2). PO_2 nabývá v plicích vysokých hodnot, a proto se většina molekul hemoglobinu snadno spojí s kyslíkem. Závislost vztahu PO_2 a SpO_2 zobrazuje vazebná křivka hemoglobinu pro kyslík. Sycení krve do vysokých hodnot je možné až do výšky 3500 m.n.m., nad tuto nadmořskou výšku však začíná saturace lineárně klesat. Nadmořská výška je úzce spjata právě s parciálním tlakem (s nadmořskou výškou parciální tlak klesá), který je uveden v grafu na ose x.



Obrázek 2: Vazebná křivka hemoglobinu pro kyslík a závislost saturace na parciálním tlaku

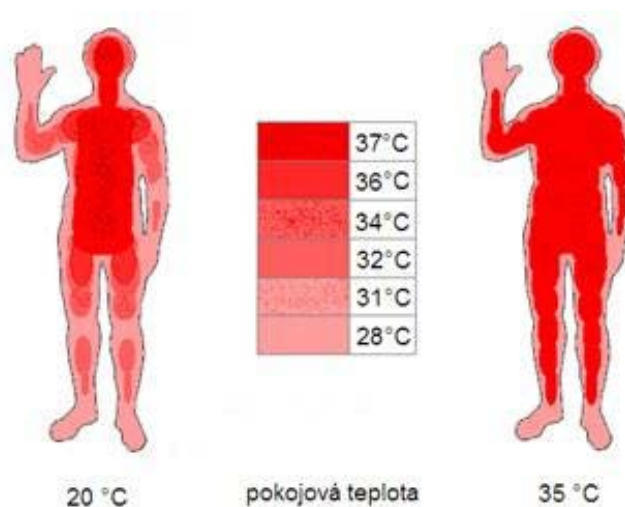
Při fyzické zátěži toho může zkušený školený zdravotnický personál mnoho odhalit. Rozpoznat mohou např. výškovou poruchu, migrénu, metabolické komatosní stavy, zánět průdušek, výškový kašel a další. Saturace je při zátěži vždy nižší než v klidu. Pokud je ale rozdíl saturací před a při zátěži větší než 15 % považujeme tento stav za patologický. Jestliže nastane po příchodu do vyšších nadmořských výšek více než 5 % pokles saturace oproti klidové hodnotě, je třeba začít jedince pozorněji sledovat. Hranice jednotlivých nadmořských výšek a jejich odpovídajících hodnot saturací jsou následující – do 3000 m.n.m. musí být saturace v klidu nad 90 %, do 5000 m.n.m. nad 75 %. Např. na nejvyšší hoře světa Mt. Everest leží hodnota saturace kolem 50 %.

Hodnoty jsou opět velmi individuální. Aby měření mělo smysl, je třeba ho opakovat u téže osoby a brát v úvahu jeho míru schopnosti se aklimatizovat [16], [17].

2.3 Tělesná teplota (TT)

Člověk si neustále udržuje stálou teplotu vnitřního prostředí (teplotu jádra) v rozmezí $36 - 36,9\text{ }^{\circ}\text{C}$, které je známo pod pojmem normotermie. Všechny hodnoty kolem tohoto rozmezí jsou patologické. Pod $30\text{ }^{\circ}\text{C}$ klesá metabolická aktivita buněk a u kritických hodnot $26 - 28\text{ }^{\circ}\text{C}$ se metabolismus buněk úplně zastavuje a nastává smrt. Ve své podstatě všechny hodnoty pod $35,9\text{ }^{\circ}\text{C}$ nazýváme jako hypotermie (podchlazení), $37 - 38\text{ }^{\circ}\text{C}$ pak jako subfebrilie, interval $38,1 - 40\text{ }^{\circ}\text{C}$ je znám jako febris (horečka), při rozmezí $41 - 42\text{ }^{\circ}\text{C}$ nastává hyperpyrexie. TT vyšší než $43\text{ }^{\circ}\text{C}$ zpravidla vede k smrti, neboť při této teplotě dochází k denaturaci bílkovin.

Za pomoci termistorových teploměrů pak měříme teplotu kožní. Tato teplota je částečně ovlivněna teplotou vnějšího prostředí a částečně místem měření. Např. při $20\text{ }^{\circ}\text{C}$ leží hodnoty kožní teploty v rozmezí $30^{\circ}\text{C} - 35\text{ }^{\circ}\text{C}$. Tento interval nám nastiňuje místa měření, nejnižší hodnoty odpovídají periferním částem těla – prsty, uši a nos, naopak nejvyšší hodnoty najdeme na šíji, břiše a hrudníku. Právě hrudník je ideálním místem pro měření teploty (viz obr. č. 2), neboť na něm se nejvíce blíží hodnoty teploty jádra a teploty kožní.



Obrázek 3: Teplotní zóny kožní teploty

Při zátěži se teplota nezvyšuje v celém těle naráz, ale jako první přichází na řadu svaly, kde se teplo mnohonásobně zvyšuje. Až později se prostřednictvím krve, která se průtokem ve svalech ohřívá, dostává teplo do celého organismu, čímž stoupne i teplota tělesného jádra, skrze které teplo prostupuje na povrch těla. Díky většímu průtoku krve stoupne i výše kožní teploty a to obvykle k hodnotě okolo $38,5\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Pokud je fyzická zátěž intenzivní, je třeba, aby správně fungovaly mechanismy termoregulace (odpařování, sálání, vedení, proudění), jinak organismu hrozí, že dojde k jeho přehřátí. V případě jejich nefunkčnosti se tedy stane, že se bude TT přibližně každých 5 minut o 1 °C zvyšovat [16], [18].

3 Vlivy vnějšího prostředí na lidský organismus

3.1 Vliv teploty

Zvýšená teplota vnějšího prostředí

Během fyzické zátěže za vysokých teplot dochází k dilataci kožního řečiště a to vede k vzestupu teploty na povrchu kůže. Začnou se projevovat termoregulační mechanismy a to nejprve záření a vedení. Po překročení kritické hranice se aktivují i potní žlázy. Každý člověk snáší fyzickou aktivitu v teple jinak. Někdo má adaptaci na vysoké teploty lepší a to je dáno zvýšenou efektivitou termoregulačních mechanismů. Aklimatizace také vede ke snížení koncentrace sodných a chloridových iontů v potu, čímž ubývá nutnost tolik doplňovat ionty. Při nadměrném pocení a nedostatečném doplňování iontů a tekutin se může objevit slabost, zvýšená dráždivost, při nedostatku solí křeče, nevolnost, slabost, únava ale hrozí i možnost kolapsu.

Snížená teplota zevního prostředí

Organismus se s poklesem TT vyrovnává pomocí vazokonstrikce v kůži, která tak zamezí zvýšeným ztrátám tepla. Nejvíce se projevuje na periferiích. Pokud se sníží i teplota jádra, nastane svalový třes. Chlad zvyšuje také krevní tlak, stahuje koronární cévy, zvyšuje SF, systolický objem srdeční, minutový objem srdeční a spotřebu kyslíku. Je lépe snášen jedinci s větší izolační vrstvou (obézní) a mladšími lidmi. Teploty pod -5 až -20 °C zapříčiňují ztrátu svalové síly a omezují tak délku podávané vytrvalostní zátěže. Při fyzické zátěži zpravidla dochází k lokálnímu poškození (umrznutí) spíše než k podchlazení (hypotermie). Projevem hypotermie je třes a euforie, později se objevuje letargie, dezorientace a halucinace. Následně na to člověk začíná usínat. Pod 25 °C se již oslabuje dýchání a to již vede k smrti ze selhání oběhu.

3.2 Vliv tlaku

Jak už bylo řečeno výše, parciální tlak úzce souvisí s nadmořskou výškou, ale i s barometrickým tlakem a teplotou. Ve výškách nad 7000 m.n.m. je již nutné fungovat s kyslíkovým přístrojem, ačkoliv existují i výjimečné případy.

Vlivem nízkého parciálního tlaku vznikají příznaky, které vedou ke stavu známém jako akutní horská nemoc (AHN). Vlivem nedostatku kyslíku v krvi (desaturace), může dojít i poruchám vnímání. Za pomoci regulačních mechanismů se tělo snaží o zvýšení příjmu kyslíku – zrychluje se tok krve (zvýšený minutový srdeční objem), zvyšuje se SF

a nastává hyperventilace. Přesto však nestihnou všechny červené krvinky navázat v plicních sklípkách kyslík. Hypoxie a z toho i vyplývající desaturace přetrvává. Neúměrně nízká saturace také může odbornému personálu napovědět, že může začít u sledovaného očekávat možnost výškového plicního otoku (HAPE).

3.3 Vlivy vlhkostní a povětrnostní

Takovéto vlivy ovlivňují člověka zejména v tropickém a subtropickém pásmu. Vysoká vlhkost narušuje termoregulaci těla tím, že se vyřadí mechanismus evaporace. Pocení ztrácí při takové vlhkosti efektivitu a vzhledem k vysoké teplotě, vlhkosti a aktuálnímu sportovnímu výkonu hrozí nebezpečí přehřátí. Může vzniknout úpal, ale hrozí i úplný kolaps. Může nastat ale i úplný opak. Kdyby byl člověk vystaven přímému kontaktu s promáčeným nebo propoceným oděvem či obuví, připadá v úvahu, že může dojít i celkovému podchlazení.

Naopak se sníženou vlhkostí se můžeme setkat zejména ve vysokých nadmořských výškách. Tam existuje nebezpečí v podobě dehydratace a vysoušení sliznic, což může vést k možnému výskytu infekcí dýchacích cest.

Větrný chlad navozuje tzv. pocitovou teplotu. Např. při teplotě $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$ a větru o rychlosti 40 km/h je člověk vystaven takovým podmínkám jakoby bylo $-31\text{ }^{\circ}\text{C}$. Vzniká tak riziko omrzlin a celkového podchlazení.

3.4 Vliv záření

Dlouhodobé vystavení člověka slunci může vést k přehřátí a solárnímu erytému (zrudnutí pokožky). Ve výškách, kde dopadá více ultrafialového záření, které je podpořeno i odrazem od sněhu, dojde k poškození kůže snadněji. Působením přímých paprsků může dojít i k úžehu [16], [18].

4 Měřidla a čidla fyziologických funkcí

Na základě vybraných fyziologických funkcí je nutné zvolit i vhodná čidla či senzory pro jejich měření. Prvním z nich bude společné čidlo pro monitorování SF a SpO₂.

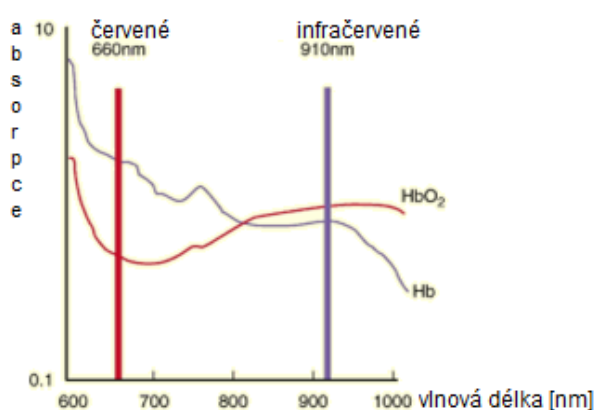
4.1 Čidlo pro měření SpO₂

Abychom mohli řešit čidlo samotné, je třeba si nejprve říci něco o principu pulsní oxymetrie.

4.1.1 Princip pulsní oxymetrie

Tato metoda je založena na principu rozdílné absorpce světla v tkáních přesněji v kapilárním řečišti, kde se objem krve mění pravidelně v závislosti na SF. Tím dochází ke změnám v absorpci. Za předpoklad považujeme, že ke změně absorpce dochází pouze v krvi a nikoliv v dalších tkáních, jako je kost, kůže atp. To je důvodem, proč se senzory převážně přikládají na místa s hustou sítí kapilár. Těmito místy jsou dobře přístupné a prosvětlitelné periferie – prst nebo ušní lalůček.

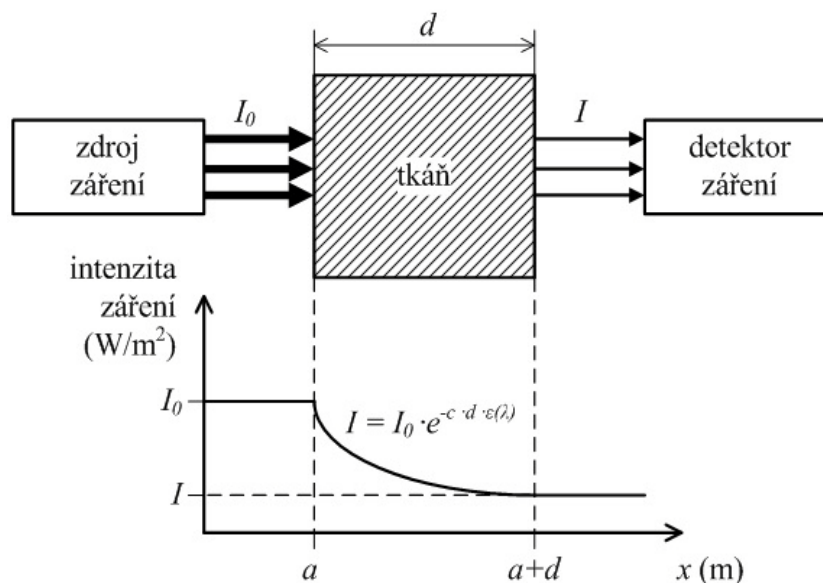
Při sledování pulsní oxymetrie tedy dochází k vysílání záření o dvou různých vlnových délkách. První je červené světlo s vlnovou délkou 660 nm, druhé se nachází v infračervené oblasti s vlnovou délkou 910 nm.



Obrázek 4: Absorpční spektrum Hb a HbO₂ v závislosti na vlnové délce [16]

Na obrázku 4 můžeme vidět, že červené světlo absorbuje Hb (deoxyhemoglobin) více než HbO₂ (oxyhemoglobin), zatímco v infračervené oblasti je to naopak. Z toho vyplývá, že pokud je hladina kyslíku v krvi nízká, absorbuje více světla kratšího pásma (červené světlo), ale detektor přijme více infračervené složky. Pulsní oxymetry tedy měří poměr absorpcí světla a tento poměr se následně převádí na samotnou hodnotu SpO₂ [19].

Čidlo pulsní oxymetrie se tedy skládá ze dvou LED diod a fotodetektoru (fotodioda, fototranzistor). Tento detektor umožňuje zachytit signál prošlý skrze prosvětlovanou tkáň a následně dopočítává hodnoty nasycení krve kyslíkem. Jak můžeme vidět na obrázku 5, intenzita záření při průchodu tkání klesá exponenciálně. Jako fyzikální vztah pro výstupní intenzitu platí Lambertův-Beerův zákon. Ze vzorce si také můžeme odvodit vzorec pro výpočet absorbance (vzorec 3).



Obrázek 5: Průchod záření tkání a pokles jeho intenzity

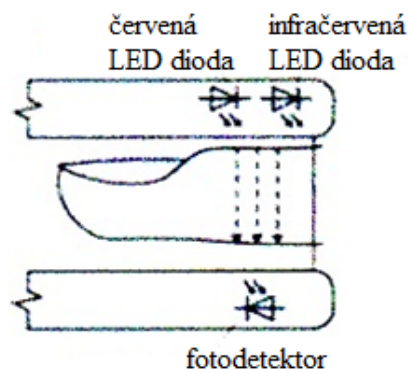
$$A(\lambda) = -\ln \frac{I}{I_0} = \varepsilon(\lambda) cd \quad \text{vzorec (3)}$$

Standardní čidlo nebo senzor, kterým se v běžné praxi monitoruje pulsní oxymetrie, funguje na základě transmisní metody měření [20].

4.1.2 Transmisní metoda

Transmisní metoda je více používanou metodou a je založena na průchodu záření skrz tkáň a jeho detekci na protilehlé straně dané části těla. Senzor se umísťuje na úzké části těla na periferiích – prst nebo ušní lalůček.

Světlo je vysíláno z LED diod a prochází kolmo na fotodetektor, čímž se zajistí nejkratší možná dráha. Detektor následně převádí světelný signál na elektrický, který se pak dále zpracovává.



Obrázek 6: Transmisní metoda snímání

Transmisní metoda má však velkou nevýhodu v nepraktičnosti použití v terénu, jelikož může překážet v pohybu a také především v tom, že už při mírnějším pohybu vznikají výrazné pohybové artefakty. To bylo ověřeno i při měření ve Sportovní laboratoři TUL (viz příloha B). Na obrázku níže můžeme vidět možné artefakty při záznamu pulsním oxymetrem [21].



Obrázek 7: Možné artefakty vzniklé při záznamu pulsním oxymetrem [22]

Právě kvůli pohybovým artefaktům nebo např. kvůli limitaci tloušťkou tkáně je v některých případech vhodné využít metodu reflexní.

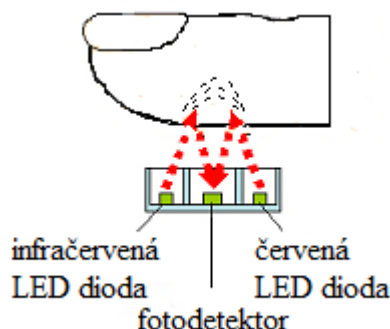
4.1.3 Reflexní metoda

Tato metoda není tolik využívána, avšak právě při měření saturace či monitorování pletysmografické křivky při pohybu se nabízí více. A to zejména z toho důvodu, že se dá senzor umístit téměř kamkoliv na tělo.

Zdrojem světla jsou stejně jako u předchozí metody LED diody vyzařující červené a infračervené záření. Fotodetektor je ale tentokrát umístěn vedle LED diod na stejné straně tkáně. Světelné záření je vysíláno do krevního řečiště, kde se odráží od pohybujících se červených krvinek a tkáně a vrací se zpět do fotodetektoru. Stejně jako u před-

chozí metody je ale příhodné vybírat dobře prokrvená místa, ale ne na všech částech těla tomu tak je. Z tohoto důvodu se senzor přikládá na čelo nebo na hrudní kost, kde je síť kapilár rozsáhlejší.

Množství odraženého světla je tedy závislé na množství krve ve tkáni. Vzhledem k principu těchto sond se mohou použít téměř v libovolném místě na těle. Ne všechny povrchové části těla jsou ale stejně dobře prokrveny, proto se sonda přikládá na čelo, hrudní kost či zápěstí [23].

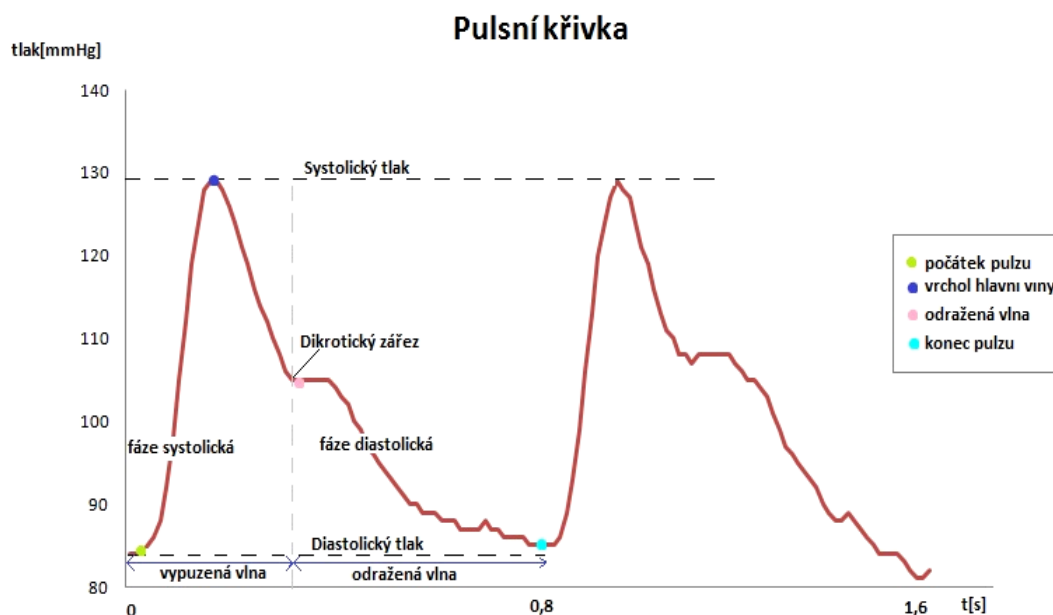


Obrázek 8: Reflexní metoda měření [24]

4.2 Tepová frekvence

Tepovou frekvenci je možné vypočítat z pulsní (pletysmografické) křivky. Tato křivka vzniká na základě objemových změn krve. Změny objemu vytváří každý srdeční stah tím, že vyvolá tlakovou vlnu, která se šíří krevním řečištěm až do tepének. Část tlakové vlny se pohltí a část vlny se odrazí zpět a šíří se jako protivlna, která vytváří druhý vrchol v pulsní křivce. Na grafu č. 1 můžeme vidět příklad 2 pulsů, které byly zaznamenány u figuranta 5 během měření ve sportovní laboratoři. Pomocí změřené doby mezi začátkem a koncem pulsu se dopočítává TF. Stejně tak se může dopočítávat z periody mezi dvěma vrcholy hlavních vln (peak/špičky).

Jelikož se jedná o tlakovou vlnu, hodnoty se udávají v mmHg. Největší hodnota jedné křivky (v jedné sekvenci) je hodnotou pro systolický tlak a nejnižší nám podává informaci o hodnotě tlaku diastolického. V případě možnosti detekcí těchto hodnot se tedy dá kontrolovat i tlak krve u sledovaného.



Graf 1: Pulsní křivka

Množství krve se mění se srdečním pulsem, proto se společně se saturací také udává informace o srdečním rytmu [25].

4.3 Čidlo pro měření TT

TT se běžně měří v axilární jamce lékařským teploměrem. Teplotu můžeme měřit i pomocí tzv. rychloběžných teploměrů a to pod jazykem, v konečníku nebo vaginálně. V praxi se také využívají elektrické nebo tranzistorové teploměry, těmi můžeme měřit např. teplotu vnitřního ucha. Konečně pak existují teploměry termistorové, které se využívají k měření kožní teploty. Právě tento druh nám na rozdíl od ostatních splňuje možnost uchycení na těle sledovaného a možnost kontinuálního měření.

4.3.1 Termistorový teploměr

Termistor je typem nelineárního rezistoru a v konkrétnějším podání je to polovodičový teplotně závislý rezistor. Dělí se dále na dva druhy a to na negastor NTC (Negative Temperature Coefficient), u kterého se s rostoucí teplotou zvyšuje koncentrace nosičů náboje a odpor klesá, u druhého typu pozistoru PTC (positive temperature coefficient) je závislost opačná, se zvyšující se teplotou odpor roste.

4.3.2 PTC

PTC termistor má nelineární charakteristiku a jeho teplotní součinitel odporu je kladný. K měření teploty se prakticky nevyužívá nebo pouze ve velmi úzkém teplot-

ním intervalu. Uplatňují se spíše k měření hladiny kapaliny či k průtoku nebo jako termostat či vratné pojistky. Materiálem pro výrobu PTC je polykrystalická feroelektrická keramika.

4.3.3 NTC

Teplotní rozsah pro standardní termistor typu NTC se nachází v rozmezí od $-50\text{ }^{\circ}\text{C}$ – $150\text{ }^{\circ}\text{C}$. Existují ale i termistory pro více extrémní podmínky a to až pro rozsah teplot od $-269,15\text{ }^{\circ}\text{C}$ do $1000\text{ }^{\circ}\text{C}$. Vyznačuje se také nelineární charakteristikou, ale na rozdíl od PTC má záporný teplotní koeficient. Termistor se vyrábí práškovou technologií spékáním oxidů (např. Fe_2O_3 , TiO_2 , CuO , NiO). Má velmi dobrou citlivost a umí reagovat na rychlé teplotní změny. Výhodou je také nízká hmotnost, malé rozměry a příznivá cena. Díky těmto vlastnostem se nabízí jako vhodné čidlo pro měření povrchové (kožní) teploty těla [26], [27].

4.3.4 Výběr termistoru

Jako termistor můžeme zvolit např. termistor NTC640-4k7 značky Vishay.

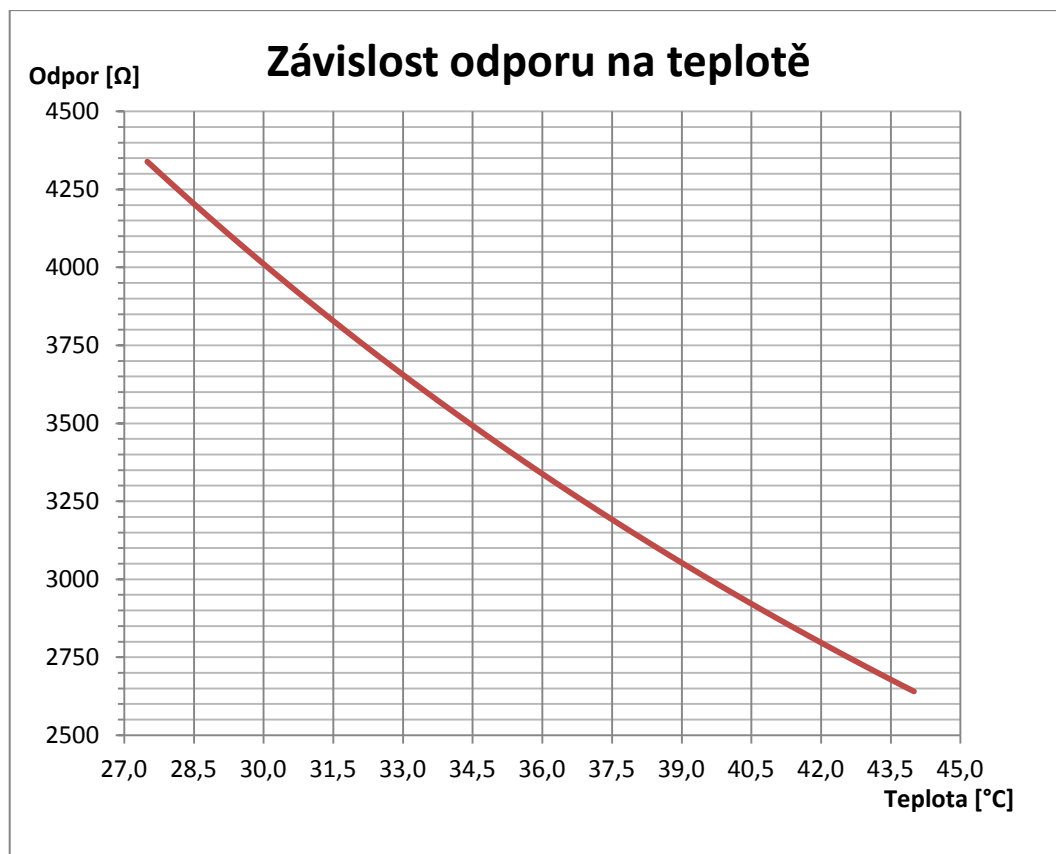


Obrázek 9: Termistor NTC640-4k7

Základní parametry termistoru:

- Odpor při referenční teplotě $25\text{ }^{\circ}\text{C}$ (R_{ref}): $4700\text{ }\Omega$
- Rozsah teplot: $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$ – $125\text{ }^{\circ}\text{C}$
- Tolerance na R_{ref} : $\pm 3\text{ }\%$
- Maximální ztrátový výkon při $55\text{ }^{\circ}\text{C}$: 500 mW
- Hmotnost: $0,3\text{ g}$

Z produktového listu termistoru jsme kromě výše uvedených parametrů získali i potřebné hodnoty pro následující graf závislosti odporu na teplotě [28].



Graf 2: Závislost odporu na teplotě u termistoru NTC640-4k7

Mimo čidel fyziologických funkcí je třeba vybrat i vhodná čidla, která budou sledovat pohyb a polohu jedince a detekovat případné pády.

5 Sledování polohy

Asi nejpoužívanější technologií pro sledování polohy je americký vojenský lokalizační systém GPS (Global Positioning System), který je jedním z typů GNSS (Global Navigation Satellite System).

5.1 GPS

Tento polohový systém je provozován Ministerstvem obrany USA a s jeho pomocí je možné stanovit poměrně přesnou polohu a čas. V současné době je to také jediný plně funkční celosvětově dostupný navigační systém a to již od roku 1994. Ačkoliv se jedná o armádní systém, je část jeho služeb dostupná i pro civilní účely. Avšak za výjimečných situacích nezaručuje takovou přesnost a funkční spolehlivost.

5.1.1 Vysílané frekvence

Systém vysílá na frekvencích L1 (1575,42 MHz), L2 (1227,60 MHz) a L5 (1176,45 MHz) a na tyto nosné vlny se moduluje C/A kód (Coarse / Acquisition code – veřejně dostupný), P kód (Precision code – přístupný jen autorizovaným uživatelům), L1C nebo L2C kód.

5.1.2 Základní segmenty

GPS systém se rozděluje na 3 základní segmenty a to na kosmický (Space Segment, SS), řídicí (Control Segment, CS) a uživatelský (User Segment, US).

Kosmický segment byl původně projektován pro 24 družic na oběžné dráze, ale nyní již využívá síť 32 družic obíhajících ve výšce 20 000 km. Počet družic byl navýšen především z toho důvodu, aby systém zůstal plně funkční i v případě selhání některé z družic a také aby vylepšil přesnost výpočtů GPS přijímačů.

Úkolem řídicího segmentu je kontrolovat a sledovat dráhy letu družic ze stanic v několika různých lokalitách (např. Havajské ostrova, Colorado), odkud jsou data dále posílány do hlavní řídicí stanice – Letecká základna Schriever. Odtud se zasílají pokyny, aktualizují se navigační data každé z GPS družic, čímž se také synchronizují atomové hodiny.

Uživatelský segment je tvořen GPS přijímači uživatelů [29].

5.1.3 GPS přijímače

Přijímače můžeme považovat za pasivní prvky, jelikož signál pouze od družic přijímají. Poloha se určuje z rozdílné doby šíření signálu od družic k přijímači. Můžeme je rozdělit podle přijímaných pásem na jednofrekvenční, dvoufrekvenční a vícefrekvenční, podle kanálů na jednokanálové a vícekanálové a podle principu výpočtů na kódové a fázové a kódové. Komerčně dostupné přijímače, které neslouží k profesionálnímu využití, se z pravidla vyrábí jako jednofrekvenční, vícekanálové a kódové. Skládají se z antény, která se ladí na frekvence odpovídající frekvencím vyslaným z družice, dále z procesoru, časové základny (křemíkový krystal) a komunikačního rozhraní.

Počet signálů, které mohl přijímač přijmout najednou, se dříve pohyboval kolem 5, dnes je již standardních 12 signálů [30].

5.1.4 Použití

Systém GPS se z logiky věci dá používat jen venku s výhledem na oblohu, avšak existují místa, která brání lepšímu příjmu signálu. Těmito místy mohou být města s vysokými budovami, které signál odráží nebo ho stíní. Pokud nám jde o použití systému v terénu, tento problém mizí.

V posledních letech také vstupuje do povědomí jiný rozšiřující se družicový systém, který byl pojmenován jako Galileo.

5.2 Galileo




Díky projektu Galileo má dojít k autonomnímu rozvoji systémů pro sledování polohy v rámci Evropy. Galileo stejně jako GPS patří do skupiny GNSS a k jeho vzniku a rozšíření dochází především z toho důvodu, aby existoval nějaký veřejný evropský systém, který by byl spolehlivý nejen pro vojenské účely ale i pro civilní sféru. Galileo by měl být spuštěn během tohoto roku (2015). Kompletní systém bude tvořen 30 družicemi, z nichž bude 27 operačních a 3 záložní. Velký počet družic zajistí, že systém bude fungovat i přes poruchu jedné z operačních družic. Družice obíhají ve třech rovinách po kruhových drahách na střední oběžné dráze Země ve výšce 23 222 km. V případě, že máme modul s přijímačem Galileo signálu, zaručuje nám tento systém přesnost určení polohy až 1 metru [29].

5.3 Výběr GPS modulu

Při výběru modulu se řídíme především možnostmi českého trhu, velikostí a hmotností modulu, přesností detekce polohy a vzorkovací frekvencí čili jak často se data budou zaznamenávat. Vhodné by také bylo, aby vybraný modul uměl v budoucnu přijímat frekvence systému Galileo.

Na českém trhu je velmi omezený výběr GPS modulů a značek. Po předběžném výběru byly k porovnání zvoleny následující modely: Leadtek LR9805ST, Orcam GPS02F5 a u-blox NEO-7, které porovnáváme v tabulce 3 na další straně [31], [32], [33].

Tabulka 3: Porovnání GPS modulů

Výrobce a typ	Leadtek LR9805ST	Orcam GPS02F5	u-blox NEO-7
Obrázky			
Udaná přesnost pozice	10 metrů	3 metry	2.5 metru
Frekvence	L1, 1575.42 MHz	L1, 1575.42 MHz	L1, 1575.42 MHz, připraveno na podporu systému Galileo E1
C/A kód	1.023 MHz chip rate	1.023 MHz chip rate	1.023 MHz chip rate
Přesnost času	1 mikrosekunda	?	60 nanosekund
Čipový set	SiRFstar II	MT3318	u-blox 7
Napájení	3.2 – 5.0V (35 mA)	3.0 – 5.5V (61 mA)	1.65V – 3.6V (17 mA)
Komunikační protokol	NMEA0183, Si-RF	NMEA0183	NMEA0183
Rozměry [mm]	24 × 20 × 2,9	15,9 × 13,1 × 2,15	16,0 × 12,2 × 2,4
Váha	2,5 g	?	1,6 g
Startovací časy cold/warm/hot [s]	42/38/1	36/33/1	29/28/1
Komunikační sběrnice	RS232, 28 pinů	2x RS323, 36 pinů	?, 24 pinů
Počet kanálů	12	32	56
Obnovovací frekvence	1 Hz	5 Hz	až 10 Hz
Diferenční korekce	WAAS	WAAS, EGNOS, MSAS	WAAS, EGNOS, MSAS
Integrovaná anténa	ano	ne	ano
Provozní teplota	–40°C až +85°C	–30°C až +85°C	–40°C až +85°C
Cena s DPH v Kč	604	1341	1194

Jako nejvíce vyhovující se jeví modul NEO-7 od firmy u-blox. Jeho výhoda spočívá především v přesnosti zachycení polohy a to 2,5 m. Má také integrovanou anténu a je připraven na podporu systému Galileo. Modul zabezpečuje celkové zpracování signálu a to od příjmu družicového signálu až po výstup. Vzorkovací frekvence může být až 10 Hz. Splňuje i váhový požadavek, jelikož je nejlehčí a je také nenáročný na napájení.

6 Detekce pádu

Jako senzor pro detekci pádu je vhodné užít akcelerometr. Dříve než se dostaneme k výběru konkrétního modulu, je dobré si o něm říci několik základních informací.

6.1 Akcelerometr

Je to elektromechanické zařízení pro měření zrychlení sil, které můžeme dále rozdělit na dynamické a statické. Dynamické zrychlení je síla, která vznikla změnou rychlosti pohybujícího se tělesa a statické reprezentuje sílu vzniklou působením zemské gravitace. Mohou sloužit k detekci změn náklonu, vibrací nebo k měření rychlosti, vzdálenosti či síly.

Akcelerometr lze v základu rozdělit dle počtu os na 1D – jednoosé, 2D – dvouosé a 3D – trojosé. Měření v jedné ose se využívá kvůli vyšší hodnotě zrychlení a nižší ceně, jinak není tak rozšířený. Dvouosé jsou v podstatě dva 1D senzory otočené vůči sobě o 90° a slouží např. pro měření vibrací či pohybu na podložce. 3D akcelerometr tedy logicky měří ve 3 osách (x, y, z). Pro detekci pádu nás bude zejména zajímat osa z – vertikální osa. Akcelerometry se mohou lišit citlivostí nebo rozdílným principem funkce (piezoelektrické, piezodoporové, tepelné a kapacitní) [34], [35].

6.2 Výběr modulu akcelerometru

Při výběru akcelerometru nás bude zajímat maximální možný rozkmit. Právě pro rychlé změny polohy, což pád je, budeme potřebovat takový, který může pracovat s 5 g a více. Tím přecházíme k citlivosti senzoru. Čím je citlivější, tím je to pro měření lepší, jelikož dostaneme větší změny signálu a ty jsou snadněji a přesněji měřitelné. Dalším parametrem je šířka pásma, která reprezentuje množství dob za sekundu, během kterých lze číst hodnoty zrychlení. Pro rychle se pohybující objekty (v našem případě osoby), jsou potřeba vyšší frekvence a to v rámci stovek Hz.

Vybraný akcelerometr MMA8451Q je vyrobený firmou Freescale a je pro český trh. Jedná se o kapacitní typ akcelerometru [36].



Obrázek 10: Zvolený akcelerometr

Parametry akcelerometru:

- Napájecí napětí: 1,95 až 3,6 V
- Počet os: 3
- Spotřeba: 6 μ A – 165 μ A
- Frekvence: 1,56 až 800 Hz
- Měřicí rozsah (rozkmit): ± 2 g / ± 4 g / ± 8 g
- Rozhraní: I²C
- Rozlišení: 14-bit
- Rozměry [mm]: 3 × 3 × 1
- Rozsah pracovních teplot: –40 až +85 °C
- Cena s DPH v Kč: 169,-

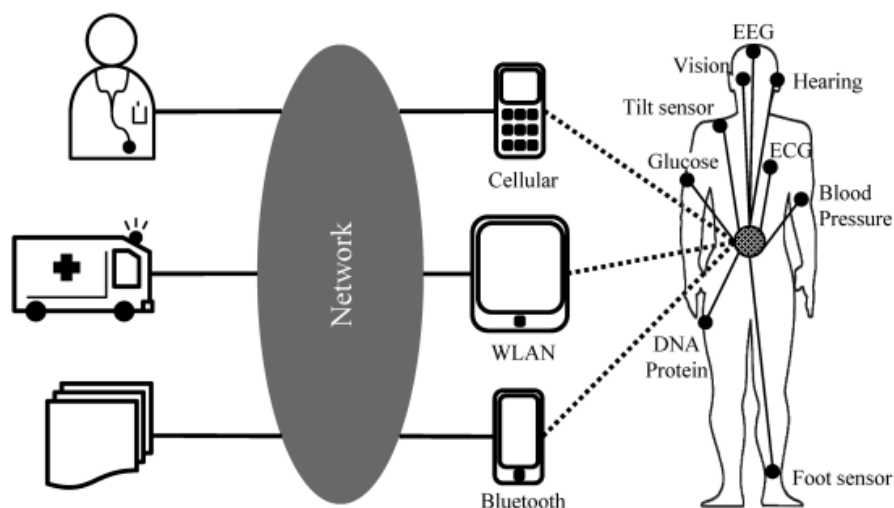
Dle parametrů můžeme vidět, že tento senzor splňuje výše uvedené nároky. Frekvence se pohybuje i ve stovkách Hz a rozkmit je více jak 5 g. Senzor je tudíž vyhovující.

7 Monitorování technologií BAN

Jednou z nejnovějších technologií pro dálkové monitorování pacienta je technologie BAN (Body Area Network). Její vývoj je dán především nátlakem na snižování nákladů v oblasti zdravotní péče, kromě toho má také důležitou roli v oblasti prevence a včasného rozpoznání rizik.

BAN je bezdrátová rádiová síť v okolí sledovaného, která slouží ke shromažďování dat ze snímačů sledujících vitální funkce včetně transportu těchto dat k monitoringu, nebo k dalšímu zpracování.

Celý systém se skládá ze senzorů a čidel umístěných na těle pacienta, jejichž signály zpracovává blízko umístěné zařízení. Umožňuje to kontinuální sledování jednotlivce i bez ohledu na to, kde se nachází. Od snímačů se vyžaduje jejich přesnost a nezávadnost a nízká náročnost na spotřebu energie. Důležité také je, aby nepředstavovaly žádným způsobem rušivý prvek [37].



Obrázek 11: Příklad konceptu technologie BAN pro využití ve zdravotnictví [38]

7.1 Přenos dat

Všechna shromážděná data vysílá snímač bezdrátově na externí jednotku ke zpracování. Procesor pak může pomocí datových sítí jako je Ethernet, Wi-Fi či GSM předávat data v reálném čase pro zdravotnické zařízení nebo nějaký server. Vzhledem k tomu, že se jedná o osobní data sledovaného, bude důležité věnovat pozornost i otázce ochrany soukromí a nezneužitelnosti dat. Ke všem zaznamenaným a uloženým datům by měla mít přístup pouze autorizovaná osoba (zdravotnický personál). Bezdrátová ko-

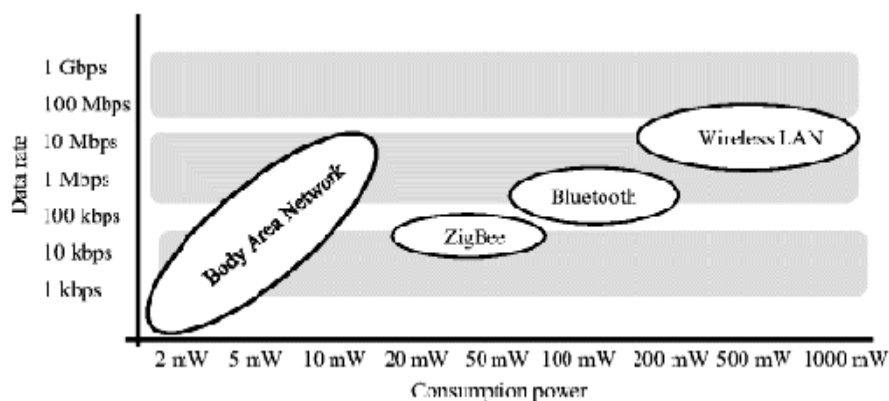
munikace musí být také odolná vůči rušení rádiových frekvencí, jako jsou mobilní telefony, mikrovlnné trouby či další síť Wi-Fi.

Požadovaná rychlost přenosu dat se odvíjí od počtu použitých kanálů a vzorkovací frekvence f_s , která se pro medicínské aplikace pohybuje v rozmezí 0,2 – 256 Hz. Data jsou kvantována 12 nebo 16bitovým AD převodníkem. Tabulka 4 nám shrnuje odhadované rychlosti přenosu medicínských dat pro BAN technologii.

Tabulka 4: Požadované rychlosti pro přenos dat

Zdravotnická informace	Rychlost přenosu dat
EKG	36 kb/s
EEG	98 kb/s
SF	1,92 kb/s
Tlak krve	1,92 kb/s
Dechová frekvence	1 kb/s
TT	2,4 b/s

Jak můžeme vidět na obrázku 12, BAN se vyznačuje širokým spektrem rychlostí přenosu dat a také má oproti jiným komunikačním technologiím velmi nízkou spotřebu energie [38].



Obrázek 12: Srovnání požadavků na rychlost přenosu dat a spotřeby energie u BAN a jiných komunikačních technologií krátkého dosahu.

7.1.1 Kmitočty

Co se týče rádiových kmitočtů, spadá BAN pod zařízení pro rádiové určování. Nachází se pod označením d1 a d2, které se od sebe liší vyzářeným výkonem a klíčovacím poměrem, viz tabulka níže. Kmitočtová pásma d1, d2 jsou určena pro zařízení MBANS (Medical Body Area Network System) provozovaná uvnitř budov s tím, že d1 je provo-

zováno ve zdravotnických zařízeních a d2 v soukromých prostorech (byty). Modulovaná šířka pásma je menší nebo rovna 3 MHz.

Tabulka 5: Kmitočtová pásma BAN

Ozna- čení	Kmitočtové pásmo	Vyzářený výkon, popř. intenzita magnetického pole	Další podmínky
d1	2483,5 – 2500 MHz	10 mW e.i.r.p.	pouze zařízení MBANS; klíčovací poměr < 2 %
d2	2483,5 – 2500 MHz	1 mW e.i.r.p.	pouze zařízení MBANS; klíčovací poměr < 10 %

Klíčovací poměr udává podíl času, kdy zařízení aktivně vysílá v rámci jakékoliv jedné hodiny. Dalším neznámým pojmem je e.i.r.p. Ten je zkratkou pro anglický výraz equivalent isotropically radiated power. Jedná se o celkový výkon, který by bylo nutné vyzářit izotropní anténou, aby se v daném směru dosáhlo jisté intenzity záření. Slouží k vyjádření intenzity rádiového záření vysílaného směrem, kterým směřuje i anténa [39].

7.1.2 Standardy

Jako standard pro bezdrátovou síť BAN byl v roce 2012 přijat IEEE 802.15.6. Navržené byly frekvence 400 MHz a 2,4 GHz. Největší výhodou je nízká spotřeba energie, to je ale dáno krátkým dosahem. Proto se ke komunikaci s jinými systémy musí využít např. chytrý telefon, PDA, příp. nějaký GSM modul (viz kapitola 9) [39].

7.2 Ukládání dat a standardy

Co se týče odesílání a ukládání dat do elektronických zdravotnických záznamů, neexistuje dosud žádný jednotný systém. Na základě jejich vývoje se začaly tvořit standardy, které se pokouší o interoperabilitu jednotlivých systémů. K těm nejvýznamnějším můžeme zařadit americký HL7 (Health Level 7), ke kterému patří CDA (Clinical Document Architecture), dále CEN EN 13606 EHRcom a openEHR (Electronic Health Record). V České republice je také hojně používaný standard DaSta. Ten je však schopný interoperability pouze na úrovni České republiky a Slovenska a nikoliv v zahraničí [40].

7.2.1 Health Level 7

Jako komunikační standard byl vytvořen speciálně pro oblast zdravotnické péče a umožňuje komunikaci téměř mezi všemi zdravotnickými institucemi. Na rozdíl od standardu DaSta, je HL7 připravený i na podporu eHealth a telemetrie.

HL7 specifikuje obsah a formát komunikace na sedmé (aplikační) vrstvě OSI modelu. Účelem vrstvy je poskytnout aplikacím přístup ke komunikačnímu systému a umožnit tak jejich spolupráci. Značné rozšíření standardu HL7 je dáno jeho flexibilitou. Flexibilní je proto, že obsahuje velké množství volitelných datových elementů a datových segmentů a umí se podřídít konkrétnímu nemocničnímu informačnímu systému. Nejrozšířenější verze 3 využívá referenční informační modelu (RIM), což je základní datový model, ze kterého se vše odvozuje [40].



Obrázek 13: Schéma BAN a přenosu dat

8 GSM

GSM je systém pro bezdrátovou mobilní komunikaci. Byl vyvinut jako standard pro mobilní telefony jako další prostředek komunikace vedle pevných telefonních sítí. Originálně je navržen pro přenos hlasu, který se digitalizuje a po přenosu se zpětně rekonstruuje. To ovšem tok dat zpomaluje a z toho důvodu byla do GSM přidána datová služba GPRS (General Packet Radio Service), která využívá více přenosových kanálů ve stejném čase. To je dáno tím, že využívá technologie přepojování paketů. Při něm je síť obsazena pouze pro přenos dat a ne pro celé spojení.

GSM systém lze rozdělit na celulární systém, externí telekomunikační síť (otevřený systém, možnost integrace externích sítí jako např. pevná linka) a mobilní operátory. Celulární systém umožňuje navazování a vedení radiového spojení nebo přenos dat z mobilní stanice na vyšší systém. Mobilní stanice komunikuje s GSM sítí pomocí GSM modulu.

8.1 Kmitočtová pásma

Mobilní stanice komunikují v jednom nebo více kmitočtových pásmech – 850, 900, 1800, 1900 MHz. V České republice se používají jenom dvě z nich a to 900 a 1800 MHz.

Pro kmitočtové pásmo 900 MHz bylo základní pásmo používáno v rozmezí frekvencí od 890,2 do 960 MHz, avšak vytíženost pásma zapříčinila jeho rozšíření na 880,2 až 960 MHz. Přenos více signálu je zabezpečen frekvenčním multiplexem (širokopásmové přenosové médium) s dělením po 200 kHz. Základní pásmo se dělí na pásmo 880,2 až 915 MHz pro vysílání z mobilní stanice do GSM sítě (uplink) a pro opačný směr (downlink) se využívá pásmo 935,2 až 960 MHz. Mobilní stanice mají v tomto pásmu maximální vysílací výkon 2 W.

Pásmo 1800 MHz se rozkládá na frekvencích 1710 až 1880 MHz a opěi zde je pásmo rozděleno pro dva směry vysílání (1710 až 785 MHz, 1805 až 1880 MHz). Vysílací výkon je menší než v předchozím pásmu a to 1 W, proto je vhodnější pro použití ve městech, kde je hustší síť stanic.

8.2 Přenosové kanály

Dělí se na 8 časových time slotů, kdy jeden trvá přibližně 0,58 ms a jeho přenosová rychlost je 33,8 kb/s, z té se využívá 11 kb/s pro běh mobilní sítě. Sítě GSM mají normálně pro přenos hovoru vyhrazen 1 time slot a mají přednost před GPRS. Pokud tedy bude obsazen celý kanál (8 přenosů), nebude možno uskutečnit přenos GPRS, který využívá právě volných time slotů. GPRS nepracuje se všemi time sloty naráz, ale většinou využívá 4 time sloty pro downlink a 2 pro uplink (GPRS třídy 10). GPRS třídy 12 má 4 time sloty pro downlink i uplink a současně jich může pracovat 5 [40].

8.3 GSM modul

Je možnost jej použít jako řídicí blok, který vyhodnocuje data přijatá z měřicí desky od senzorů a rozhoduje o případném alarmu.

Jako GSM modul jsme zvolili modul značky Cinterion TC65i-X Rel. 2, který je jedním z dostupných modulů na českém trhu [41].



Obrázek 14: GSM modul Cinterion TC65i-X

Parametry modulu:

- Třída GPRS: 12
- Kmitočtová pásma: 850 MHz / 900 MHz / 1800 MHz / 1900 MHz
- Napájecí napětí: 3,2 – 4,5 V
- Přenosová rychlost: 86 kb/s (GPRS)/ 14,4 kb/s (GSM)
- Rozhraní: SIM, USB 2.0
- Podpora AT příkazů: ano
- Konektor: 80 pinů, B2B
- Provozní teplota: –40 °C až +75 °C
- Váha: 7,5 g
- Velikost: 35 × 33,9 × 3,3 mm
- Cena s DPH v Kč: 744,-

9 Realizace výzkumu

9.1 Parametry a cíle měření

Dne 19. 2. 2015 proběhly ve sportovní laboratoři TUL zátěžové funkční testy s cílem zjištění maximální SF a vývoje hodnot SpO_2 a ověření vhodnosti výběru použité metody pro zaznamenávání SpO_2 během tělesné zátěže u 5 figurantů. Společně s SpO_2 byla zaznamenávána i pletysmografická křivka a monitorováno EKG, z něhož byla dopočítávána SF. Každému z figurantů byla před testy změřena výška a váha, která posloužila k následné individualizaci zátěže pro testování pomocí bicyklové ergometrie.

U třech vybraných figurantů byla následně během individuálních venkovních testů pomocí hrudního pásu a sporttesteru zjištěna SF_{max} . Ta sloužila k porovnání s hodnotami dosaženými v laboratoři.

9.2 Výběr metody

Metoda BE (bicyklové ergometrie) byla vybrána z toho důvodu, že je vhodnější pro použití pro rozdílně zdatné jedince. Testování na běhátku je oproti stupňovanému testu na BE do maxima více ovlivnitelné faktory jako je trénovanost, převládajícího typ provozované pohybové aktivity a případně motivace k dosažení maxima nebo zkušenostmi s testováním. U BE nehrozí situace, že by mohlo dojít k tomu, že test tzv. „přepálí“ – tzn. dosáhne svého maxima již v průběhu testu a dojde k předčasnému ukončení testování. BE je tedy vhodnějším způsobem pro posouzení fyzické zdatnosti u běžné populace a tím náš vzorek byl. Jednalo se o figuranty různého věku, zdatnosti a pohlaví [44].

Naopak pro venkovní měření je vhodnější běžecký Cooperův test. Je to test fyzické zdatnosti jedince, kdy se měří vzdálenost, kterou člověk uběhne za 12 minut.

9.3 Použité přístrojové vybavení, software a postup měření

Prostřednictvím přístroje Onyx II 9560, který byl umístěn na jednom z prstů figuranta, byly zaznamenávány hodnoty SpO_2 , pletysmografická křivka a simultánně hodnoty TF.

Dále bylo monitorováno zátěžové EKG a to především k získání co nejpřesnějších hodnot SF. K monitorování srdeční aktivity během zátěže bylo použito dvanácti svodové EKG a bylo snímáno za použití systému podtlakových přísavných elektrod Cardio-vac od výrobce Ohlenschlaeger, samotný přístroj je však od firmy Viasys Healthcare. Hrudní svody se umisťovaly standardně, avšak končetinové musely být

přichyceny na záda, aby nebránily pohybu sledovaného. Testování probíhalo na bicyklovém ergometru zn. Schiller.

Software užívaný ve sportovní laboratoři pro testování a monitorování zátěžového EKG se jmenuje QRS-Card for Windows (QRS-Card™ ECG Medical Stress Testing System).

Sporttester, který byl použit při terénním testování, je značky Garmin s modelovým názvem Forerunner 110.

9.4 Průběh testování jednotlivých figurantů

Každému z figurantů byla nastavena počáteční hodnota zátěže dle jejich váhy a to na 1,5 W/kg. Na této zátěži se v rámci rozjetí drželi figuranti 3 minuty a na následující 3 minuty rozjetí se zátěž zvedla na 2 W/kg. Na počátku stupňovitého testu na bicyklovém ergometru začínali muži na 2,3 W/kg a žena na 2,2 W/kg. Každou minutu se zátěž u obou pohlaví navyšovala o 0,3 W/kg až do vyčerpání fyzických sil nebo do ustálení hodnoty maximální SF. Po dosažení maxima následovala 5 minut dlouhá fáze vyjetí opět se zátěží 1,5 W/kg.

Cooperův test začínal rozklusáním. Po rozklusání si každý z figurantů zapnul sporttester, který jim snímal SF z hrudního pásu, a začal běžet 12minutový test. Po skončení doby testu se figuranti ještě asi 3 – 5 minut vyklusávali. Uběhnutá vzdálenost mohla být změřena díky zabudovanému modulu GPS.

9.5 Vyhodnocení

V rámci testování se podařilo zjistit hodnoty maximální SF, které by mohly posloužit k budoucí individualizaci hraničních hodnot. SF byla dopočítávána z EKG. Na obrázcích výstupů z měření můžeme vidět, že EKG bylo značně zatíženo artefakty, avšak pro dopočet SF jsou důležité pouze R vlny a ty jsou u všech výstupů dobře patrné.

Větší problémy nastaly až při monitorování SpO₂ a pletysmografie. Tam se ukázalo, že transmisní metoda opravdu není vyhovující. Při přenosu dat docházelo k výpadkům a naměřené hodnoty byly často nesmyslné, což bylo převážně zapříčiněno pohybovými artefakty. Avšak v některých kratších úsecích byly naměřené hodnoty přijatelné. Ty jsem pro příklad uvedla v Grafu 6 v příloze A u figuranta 3. Stejně tak ukázkou pletysmografické křivky můžeme najít výše v textu, viz Graf 1.

Během venkovního testování jsme měli možnost porovnat u třech sledovaných jedinců. U figuranta 5 se hodnota lišila pouze o jeden stupeň. Avšak u figurantky 3 a figu-

ranta 4 se lišili hodnoty o 4, resp. o 6 tepů/min. Tyto výsledky mohou potvrdit, že během aktivit v terénu mimo sportovní laboratoř může člověk dosáhnout i vyšších hodnot SF_{\max} .

Veškeré zpracované měření je k dispozici v příloze A.

10 Závěr

V úvodní části bakalářské práce jsem se zabývala řešením přístrojů a zařízení pro dálkový monitoring životních funkcí a to v různých oblastech komerční i zdravotnické sféry. Na běžném trhu je dostupných mnoho variací takových přístrojů a to především pro seniory. Tyto přístroje mají velké množství funkcí a příslušenství, avšak použití v terénu je díky jejich nepřenositelnosti v podstatě nemožné. Naopak pro užití ve venkovním prostředí jsou vhodné sporttestery, které ale snímají pouze jedinou životní funkci a to SF. K této nevýhodě se přidává další a to, že nemají schopnost data odesílat kontinuálně. V oblasti zdravotnictví se pak jednalo především o implantabilní zařízení (ICD, PM) nebo zařízení pro Holterovské měření (EKG, TK).

Následující dvě kapitoly jsem se věnovala výběru vhodných životních funkcí, jejich výpovědní hodnotu pro odborný personál, možnost ovlivnění vnějšími klimatickými podmínkami a také měřitelnost a dobrou přenositelnost jejich čidel v terénu. Jako vhodné parametry, které vykazují dobré informace o zdravotním stavu sledovaného, jsem zvolila saturaci krve kyslíkem, tepovou frekvenci a tělesnou teplotu. U všech těchto vitálních funkcí se dají snadno rozpoznat nefyziologické hodnoty a nastavit či individualizovat alarmy.

V dalších třech kapitolách jsem již vybírala konkrétní senzory a čidla. Pro SF a SpO₂ může sloužit jeden společný snímač. Běžně se pro monitorování saturace používá transmisní metoda. Ta však z několika důvodů není vhodná pro využití v terénu. Prvním důvodem je, že měření na periferiích (prstu či uchu) není příliš dobře přenositelné a čidla by překážela. Dalším problémem je, že jsou čidla citlivá na pohyb a při každém sebemenším pohybu nastávají pohybové artefakty, což se nám potvrdilo i během testování ve Sportovní laboratoři TUL. Proto se pro sledování saturace nabízí více reflexní metoda, která umožňuje měření SpO₂ kdekoli na dobře prokrveném místě na těle (čelo, hrudník, zápěstí), kde není tolik zatížena na pohybové artefakty.

SF se pak dopočítává z pulsní křivky (změny objemové pulsace v krvi). Pulsní křivka je tvořena hodnotami tlakové vlny v mmHg, z nichž by se daly během každé sekvence detekovat nejvyšší a nejnižší hodnoty, které by reprezentovaly systolický, resp. diastolický tlak.

Dalším parametrem byla TT. Její kontinuální měření v terénních podmínkách není úplně realizovatelné. Ovšem co lze měřit je teplota kožní, která se však na velké části

těla neshoduje s teplotou jádra. Nejblíže k teplotě jádra je oblast hrudníku, na němž by tedy bylo vhodné i teplotu snímat a to za pomoci termistorového teploměru typu NTC.

Mimo vitální funkce bude zapotřebí detekovat polohu a pád. Sledování polohy je možné realizovat za pomoci systému pro sledování polohy GPS, který je provozován armádou USA. V současné době se do provozu dostává i veřejný evropský systém Galileo, který by měl být spolehlivý i pro civilní sféru. Při výběru modulu jsem nahlížela na jeho dostupnost pro český trh, ale i právě na připravenost modulu pro příjem signálu od systému Galileo.

Akcelerometrem lze kontrolovat i případný pád sledovaného. Vybrán byl trojosý akcelerometr z toho důvodu, aby mohla být připojena osa z, která kontroluje prudké změny polohy ve vertikální ose. V případě, že by zařízení pád špatně vyhodnotilo, bylo by vhodné umístit na budoucí zařízení tlačítko pro případné vypnutí falešných alarmů.

Data z jednotlivých senzorů a čidel by se měla odesílat do řídicí jednotky, kterou by byl modul GSM. Zde jsme se opět při jeho výběru řídila dostupností na českém trhu.

Pomocí technologie BAN by se měla všechna data shromažďovat a odesílat na vzdálená pracoviště, kde by docházelo k jejich dalšímu zpracování. Samotné vysílací frekvence BAN jsou v řádech GHz a jedná se tedy o velmi krátké vlny. Proto musí pro přenos informace využívat právě nosnou frekvenci sítě GSM a GPRS. I když existují rychlejší sítě pro přenos dat (3G, 4G), není v současné době jejich pokrytí tak rozsáhlé, aby se jejich služby daly v terénu spolehlivě využívat.

Vzdáleným pracovištěm se rozumí zdravotnické zařízení, které využívá nějaký zdravotnický informační systém, či server, který dokáže zpracovávat zdravotnické informace. Momentálně sice neexistuje žádný systém, který by sjednocoval elektronické zdravotnické záznamy, ale v poslední době dochází ke snahám systémy sjednotit tak, aby byly schopny interoperability. K tomu má dojít pomocí standardu HL7, který je mimo území České republiky hojně využíván. Jeho značnou výhodou je, že je připravený i na podporu eHealth a telemetrie.

Dá se tedy říci, že technologie pro účely terénního monitoringu jsou dostupné a mělo by být možné sestavit funkční prototyp.

Tato bakalářská práce by měla být předstupněm pro práci diplomovou, ve které bych chtěla na dané téma navázat. Dalším cílem by mělo být navrhnout a sestavit funkční zařízení, které by mělo být složeno ze dvou hlavních bloků. Prvním je blok řídicí. Jeho základem by byl GSM modul, který by vyhodnocoval data přijatá z měřicí desky a rozhodoval by o alarmech. Obslužný program řídicího bloku by byl napsán v

jazyce Java. Součástí prvního bloku bude i napájecí napětí pro řízený blok (měřicí desku). Chod měřicí desky bude zajišťovat mikrokontrolér ATmega s tím, že příkazy budou napsány v jazyce C. Řízený blok bude obsluhovat jednotlivá čidla a vyhodnocovat prvotní hodnoty, které bude případně posílat k opětovné kontrole řídicímu bloku. Ze všech senzorů bych se chtěla nejvíce zaměřit na čidlo pro monitorování saturace krve kyslíkem a to právě na výše zmíněnou reflexní metodu.

Seznam použité literatury

- [1] STŘEDA, Leoš. Seriál eHealth a telemedicína [online]. Dostupné z:
<http://www.streda.cz/lekarska-fakulta-uk/ehealth-a-telemedicina-zdravotnicke-noviny>
- [2] Telemedicína. Gerstner laboratory [online]. Dostupné z:
<http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/33LI/Slides/Telemedicina.pdf>
- [3] mHealth: New horizons for health through mobile technologies. WHO | World Health organization [online]. Dostupné z:
www.who.int/goe/publications/goe_mhealth_web.pdf
- [4] Technologies for Remote Patient Monitoring for Older Adults. Center for Technology and Aging [online]. Dostupné z:
<http://www.techandaging.org/RPMPositionPaper.pdf>
- [5] Dálkové monitorování pacientů s kardiostimulátorem a implantabilním defibrilátorem. Zdravotnictví a medicína: zdravi.e15.cz [online]. Dostupné z:
<http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina/dalkove-monitorovani-pacientu-s-kardiostimulátorem-a-implantabilnim-defibrilátorem-447999>
- [6] ADAMEC, Jan a Richard ADAMEC. *EKG podle Holtera*. 1. vyd. Praha: Galén, 2003, 115 s. ISBN 8072621831
- [7] Learn about the Health Buddy System. Bosch Healthcare[online]. Dostupné z:
http://www.bosch-healthcare.com/media/us/home/pbk_images/why_bosch/F_03D_601_550_Rev04_HB_DS_2014.pdf
- [8] Philips Remote Patient Monitoring. Philips Telehealth [online]. Dostupné z:
http://www.healthcare.philips.com/pwc_hc/main/shared/assets/documents/homehealthcare/telehealth/rpm_452296227751.pdf
- [9] Intel Health Guide PHS6000. Intel Health [online]. Dostupné z:
<http://www.intel.com/Assets/PDF/prodbrief/health-319465002.pdf>
- [10] Healthanywhere. Biosign[online]. Dostupné z:
www.biosign.com/healthanywhere.aspx
- [11] SCHVACH, Hynek - ústní sdělení (vedoucí oddělení zdravotní politiky a koncepce MOČR, Odbor vojenského zdravotnictví Sekce podpory, Vítězné náměstí 5, 160 01 Praha 6) dne 10.5.2014
- [12] Wello for Vital Signs Monitoring on Your iPhone. Medical Technology News [online]. Dostupné z: <http://www.medgadget.com/2014/03/wello.html>
- [13] Scanadu Scout. Scanadu [online]. Dostupné z: <https://www.scanadu.com/>

- [14] Nanny monitor dechu kojence. Nanny monitor dechu [online]. Dostupné z:
<http://www.nanny-monitor.cz/monitor-dechu-nanny.html>
- [15] HSC Online - How does training affect performance? Resting heart rate. NSW HSC Online [online]. Dostupné z:
http://hsc.csu.edu.au/pdhpe/core2/focus2/focus1/4007/2-1-4/fac2_1_4_1.htm
- [16] HAVLÍČKOVÁ, L. et al. *Fyziologie tělesné zátěže I.: Obecná část*. Vyd. 2. Praha: Karolinum, 2008. 203 s. ISBN 978-80-7184-875-2
- [17] What does a decrease in oxygen saturation mean. Oxygen and bronchodilator delivery [online]. Dostupné z :
<http://oxygenandbronchodilatordelivery.wikispaces.com/What+does+a+decrease+in+ox+ygen+saturation+mean%3F>
- [18] Fyziologie a patofyziologie člověka v extrémních podmínkách. Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií [online]. Dostupné z:
<http://www.fsps.muni.cz/inovace-SEBS-ASEBS/elearning/fyziologie/fyziologie-a-patofyziologie>
- [19] Oximetry principles [online]. Dostupné z:
www.oximetry.org/pulseox/principles.htm
- [20] Pulzní oxymetrie. Prezentace k úloze - ČVUT [online]. Dostupné z:
http://esf.fbmi.cvut.cz/sites/default/files/KA02_4_SpO2.pptx
- [21] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [22] Pulse oximetry. BioMED Central: The Open Access Publisher [online]. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/content/pdf/cc341.pdf>
- [23] Reflectance Pulse Oxymetry from SPO Medical. Med gadget [online]. Dostupné z: http://medgadget.com/archives/2007/11/reflectance_pulse_oxymetry_from_sp
- [24] Reflective optical sensor [online]. Dostupné z:
<http://www.njr.com/products/press2013/NJL5501R.html>
- [25] FAN Z., ZHANG G., LIAO S. *Pulse Wave Analysis, Advanced Biomedical Engineering*. 1. vyd. Rijeka: InTech, 2011, 280 s. ISBN 978-953-307-555-6
- [26] LÁNÍČEK, Robert. *Elektronika: obvody, součástky, děje*. Vyd. 1. Praha: BEN - technická literatura, 1998, 480 s. ISBN 978-80-8605-625-8
- [27] KREIDL, Marcel. *Měření teploty: senzory a měřící obvody*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005, 239 s. Senzory neelektrických veličin. ISBN 80-7300-145-4.

- [28] NTC Thermistors, Radial Leaded, Standard Precision. VISHAY [online]. Dostupné z: <http://www.vishay.com/docs/29049/ntcle100.pdf>
- [29] GALILEO signály a přijímače. Český kosmický portál: Odbor kosmických technologií a družicových systémů [online]. Dostupné z: <http://www.czechspaceportal.cz/gnss-systemy/galileo/komponenty-systemu-galileo/galileo-signaly-a-prijimace/>
- [30] JURAJDA, David. *Quadrocopter – navigační modul*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 63 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Luděk Žalud, Ph.D.
- [31] Datasheet NEO-7 u-blox 7 GNSS module [online]. Dostupné z: http://www.u-blox.com/images/downloads/Product_Docs/NEO-7_DataSheet_%28GPS.G7-HW-11004%29.pdf
- [32] Datasheet GPS LR9805ST modul Leadtek [online]. Dostupné z: <http://www.sectron.cz/General/prilohadetail.aspx?id=35073>
- [33] Datasheet GPS modul Orcam GPS02F [online]. Dostupné z: http://www.orcam.eu/res/default/gps02_pb_v1_0.pdf
- [34] Akcelerometry. Katedra mikroelektroniky FEL ČVUT v Praze, Česká republika [online]. Dostupné z: <http://www.micro.feld.cvut.cz/home/X34SES/prednasky/08%20Akcelerometry.pdf>
- [35] Prostředky automatického řízení. VŠB Technická univerzita Ostrava [online]. Dostupné z: http://homel.vsb.cz/~jur286/prostredky_aut_rizeni/preklad.htm
- [36] MMA8451Q Datasheet. Freescale Semiconductor: Embedded Processing Solutions [online]. Dostupné z: http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MMA8451Q.pdf
- [37] Quo vadis, bezdrátová komunikace. Lupa.cz [online]. Dostupné z: <http://www.lupa.cz/clanky/quo-vadis-bezdratova-komunikace-3-3/>
- [38] WANG, Jianqing a Qiong WANG. *Body area communications: channel modeling, communication systems, and EMC*. Singapore: John Wiley & Sons Inc., 2013. 274 s. ISBN 978-1-118-18848-4.
- [39] Všeobecné oprávnění č. VO-R/10/05.2014-3. Český telekomunikační úřad [online]. Dostupné z: http://www.ctu.cz/cs/download/oop/rok_2014/vo-r_10-05_2014-03.pdf
- [40] LHOTSKÁ L., BURŠA M., HUPTYCH M. *Interoperabilita ve zdravotnických informačních systémech* [online]. Praha: České vysoké učení technické v Praze, Fakulta

elektrotechnická, 2012. Dostupné z:

http://creativeconnections.cz/medsoft/2012/Medsoft_Lhotsk%C3%A1_Lenka.pdf

[40] BORŮVKA, Zdeněk. *Lokalizační zařízení s GSM modulem*. Praha: České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, 2010. 66 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jan Fischer, CSc.

[41] Datasheet Cinterion TC65i-X Rel. 2 [online]. Dostupné z:

<http://www.sectron.cz/General/prilohadetail.aspx?id=34919>

[42] Srovnání vyšetření fyzické zdatnosti na bicyklovém ergometru a běhátku pro účely primárně preventivního vyšetření. Ústav preventivního lékařství, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita, Brno [online]. Dostupné z:

<http://apps.szu.cz/svi/hygiena/archiv/h2012-4-03-full.pdf>

[43] PLÍVA, Zdeněk, Jindra DRÁBKOVÁ, Jan KOPRNICKÝ, Leoš PETRŽÍLKA.

Metodika zpracování diplomových, bakalářských a vědeckých prací. 2. upravené vydání. Liberec: Technická univerzita v Liberci, FM, 2014. Dostupné z:

http://www.fm.tul.cz/files/jak_psat_DP.pdf. ISBN 978-80-7494-049-1

Přílohy

Přiložené CD

- text bakalářské práce
 - bakalarska_prace_2015_Lucie_Mullerova.pdf
 - kopie_zadani_bakalarska_prace_2015_Lucie_Mullerova.pdf
- fotografie
 - fotografie z průběhu zátěžových testů uskutečněných ve Sportovní laboratoři Technické univerzity v Liberci

Příloha A

Výstupy z měření

Figurant 1

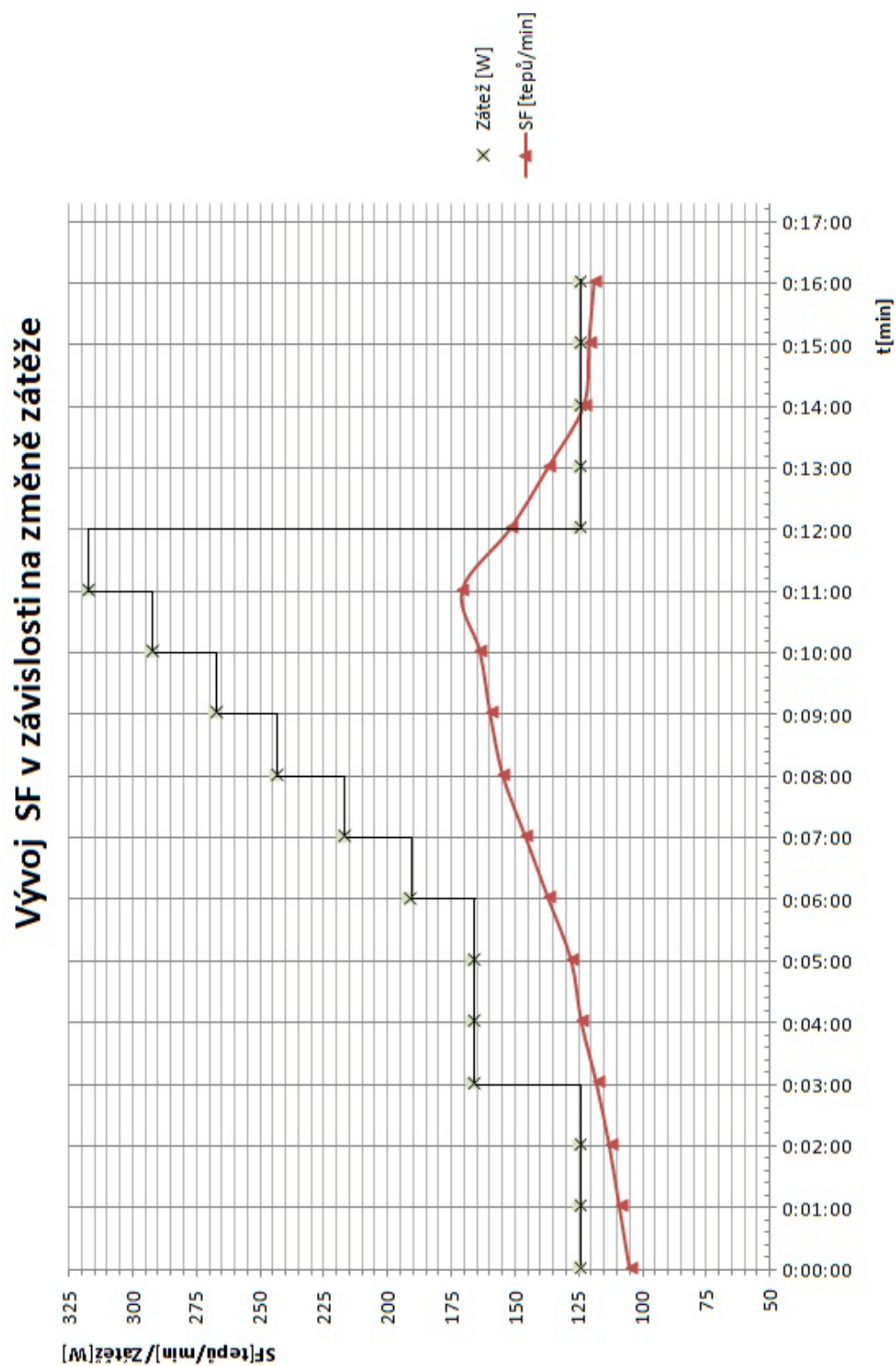
Váha: 83,9 kg

Věk: 60 let

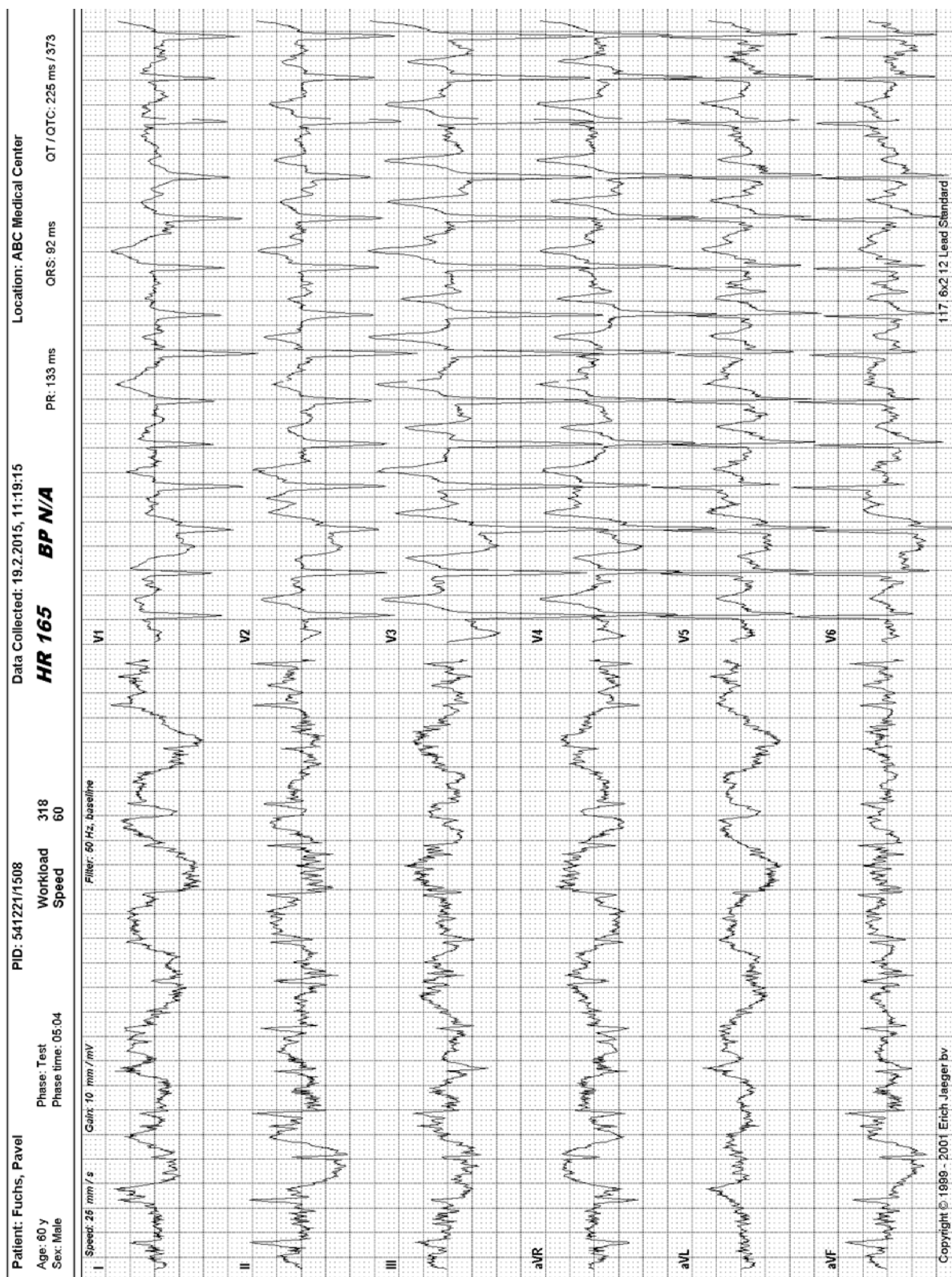
Zjištěná SF_{\max} : 171 tepů/min

Tabulka 6: Hodnoty figuranta 1 odečtené v průběhu BE

t[min]	Zátěž [W/kg]	Zátěž[W]	SF [tepy/min]
0:00:00	1,5	125	105
0:01:00	1,5	125	109
0:02:00	1,5	125	113
0:03:00	2	167	118
0:04:00	2	167	124
0:05:00	2	167	128
0:06:00	2,3	192	137
0:07:00	2,6	218	146
0:08:00	2,9	244	155
0:09:00	3,2	268	160
0:10:00	3,5	293	164
0:11:00	3,8	318	171
0:12:00	1,5	125	152
0:13:00	1,5	125	137
0:14:00	1,5	125	123
0:15:00	1,5	125	121
0:16:00	1,5	125	119



Graf 3: Vývoj SF v závislosti na změně zátěže u figuranta 1



Obrázek 15: Výstup ze softwaru při testování metodou stupňovitého testu pomocí BE u figuranta 1

Figurant 2

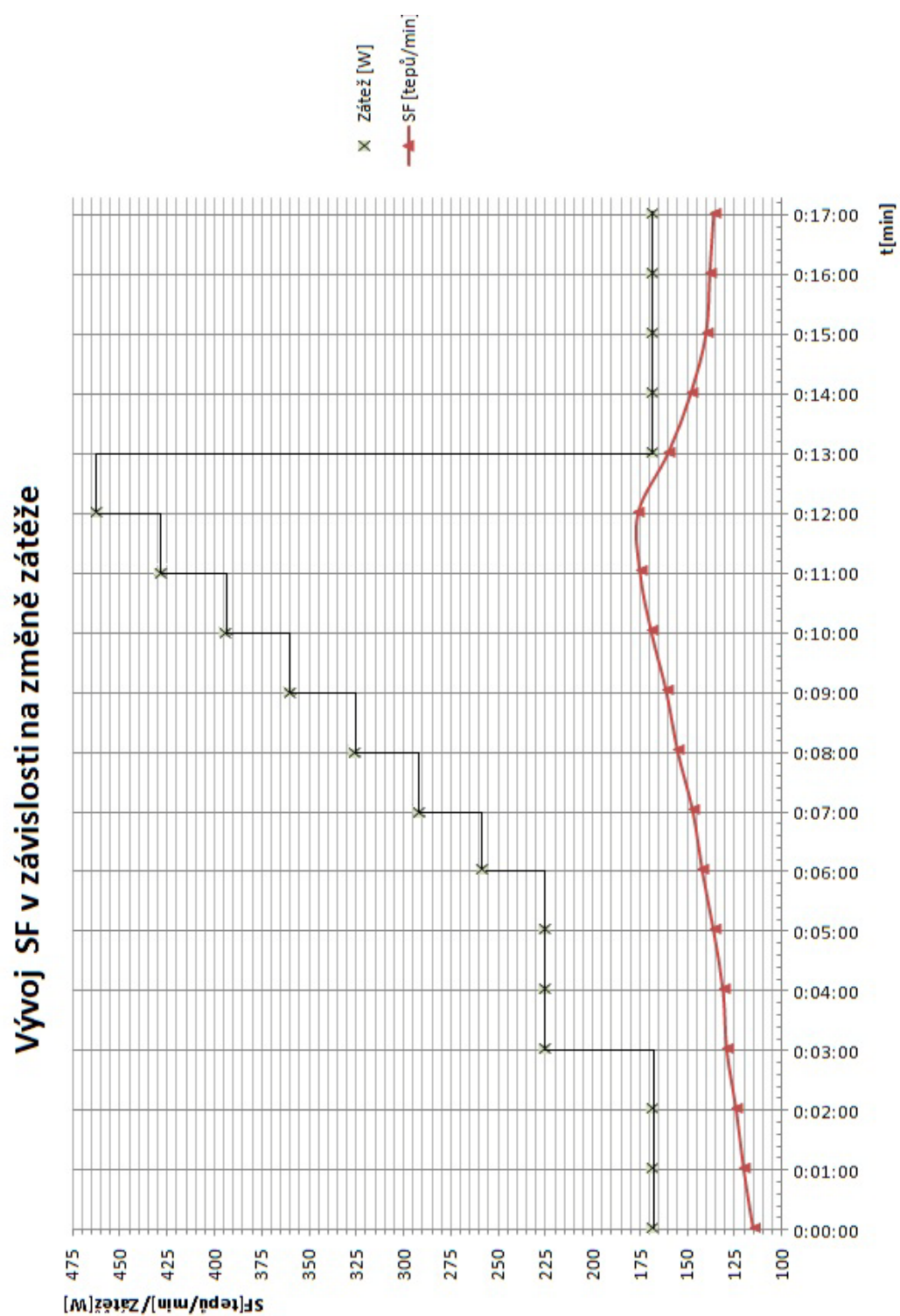
Váha: 113 kg

Věk: 33 let

Zjištěná SF_{\max} : 176 tepů/min

Tabulka 7: Hodnoty figuranta 2 odečtené v průběhu BE

t[min]	Zátěž [W/kg]	Zátěž[W]	SF [tepy/min]
0:00:00	1,5	169	115
0:01:00	1,5	169	120
0:02:00	1,5	169	124
0:03:00	2	226	129
0:04:00	2	226	131
0:05:00	2	226	136
0:06:00	2,3	259	142
0:07:00	2,6	293	147
0:08:00	2,9	327	155
0:09:00	3,2	361	161
0:10:00	3,5	395	169
0:11:00	3,8	429	175
0:12:00	4,1	463	176
0:13:00	1,5	169	160
0:14:00	1,5	169	148
0:15:00	1,5	169	140
0:16:00	1,5	169	138
0:17:00	1,5	169	136



Graf 4: Vývoj SF v závislosti na změně zátěže u figuranta 2



Obrázek 16: Výstup ze softwaru při testování metodou stupňovitého testu pomocí BE u figuranta 2

Figurantka 3

Váha: 60 kg

Věk: 25 let

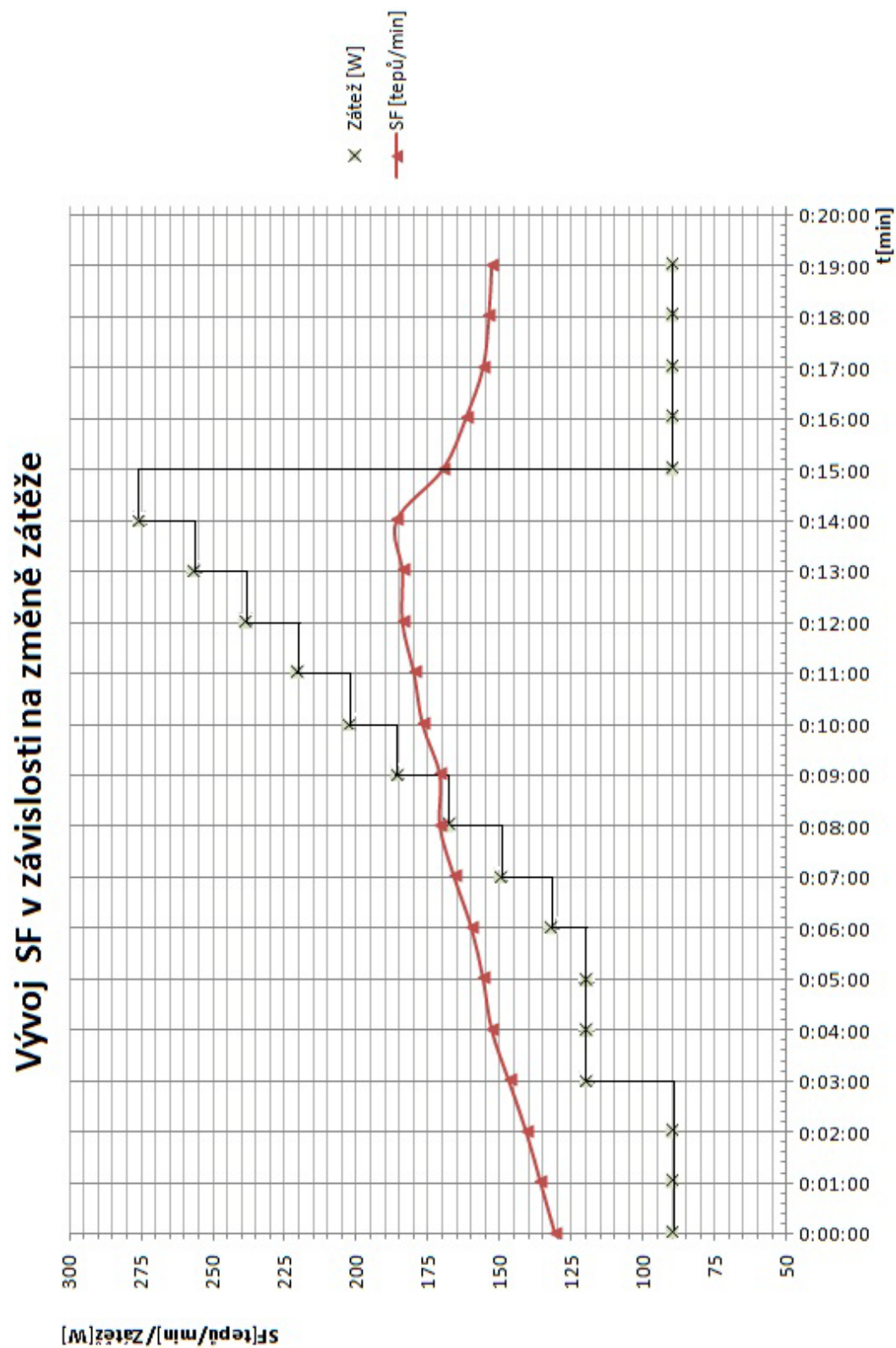
Zjištěná SF_{\max} : 186 tepů/min

Tabulka 8: Hodnoty figurantky 3 odečtené v průběhu BE

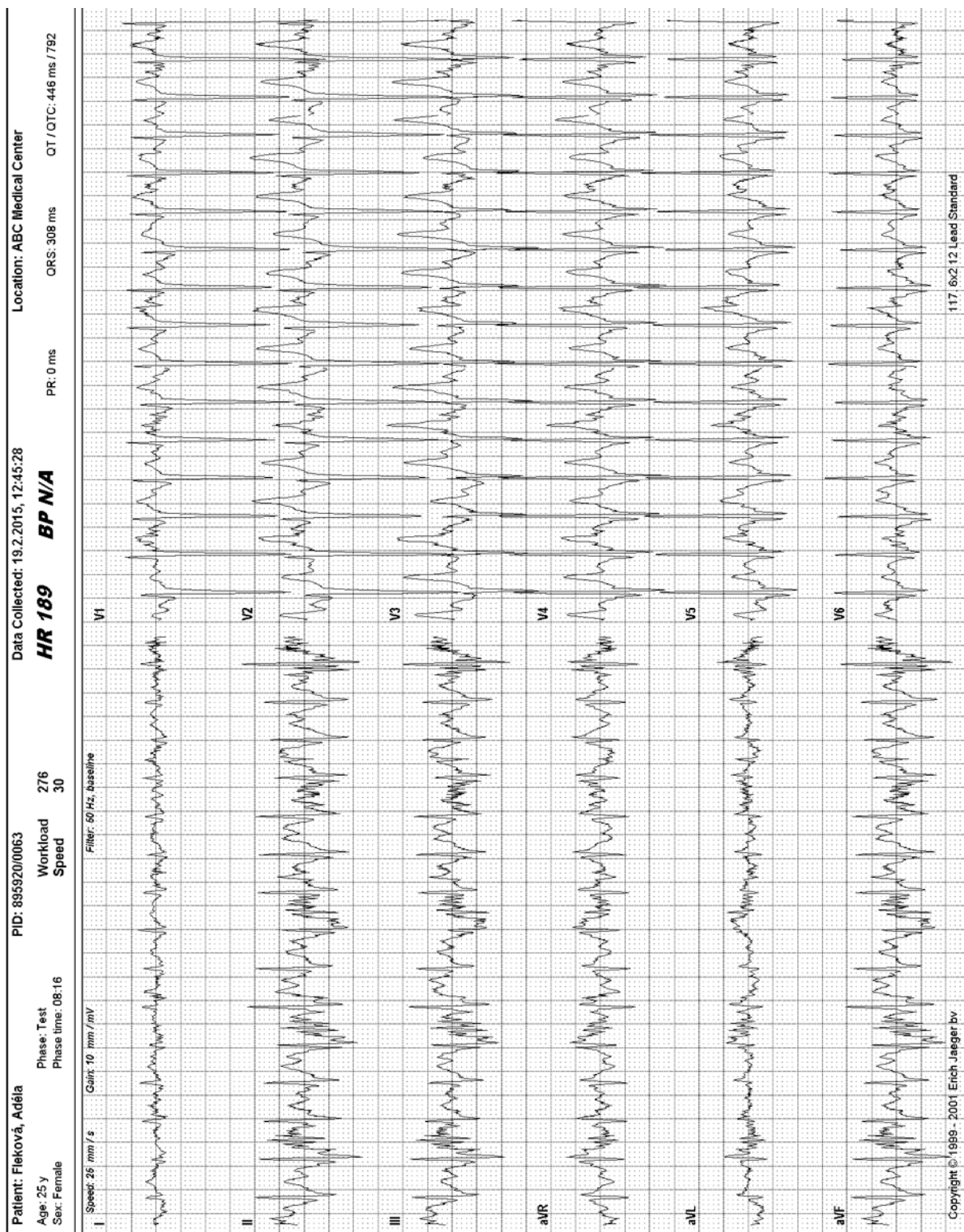
t[min]	Zátěž [W/kg]	Zátěž[W]	SF [tepy/min]
0:00:00	1,5	90	131
0:01:00	1,5	90	136
0:02:00	1,5	90	141
0:03:00	2	120	147
0:04:00	2	120	153
0:05:00	2	120	156
0:06:00	2,2	132	160
0:07:00	2,5	150	166
0:08:00	2,8	168	171
0:09:00	3,1	186	171
0:10:00	3,4	203	177
0:11:00	3,7	221	180
0:12:00	4	239	184
0:13:00	4,3	257	184
0:14:00	4,6	276	186
0:15:00	1,5	90	170
0:16:00	1,5	90	162
0:17:00	1,5	90	156
0:18:00	1,5	90	154
0:19:00	1,5	90	153

Zjištěná SF_{\max} (Cooperův test): 190 tepů/min

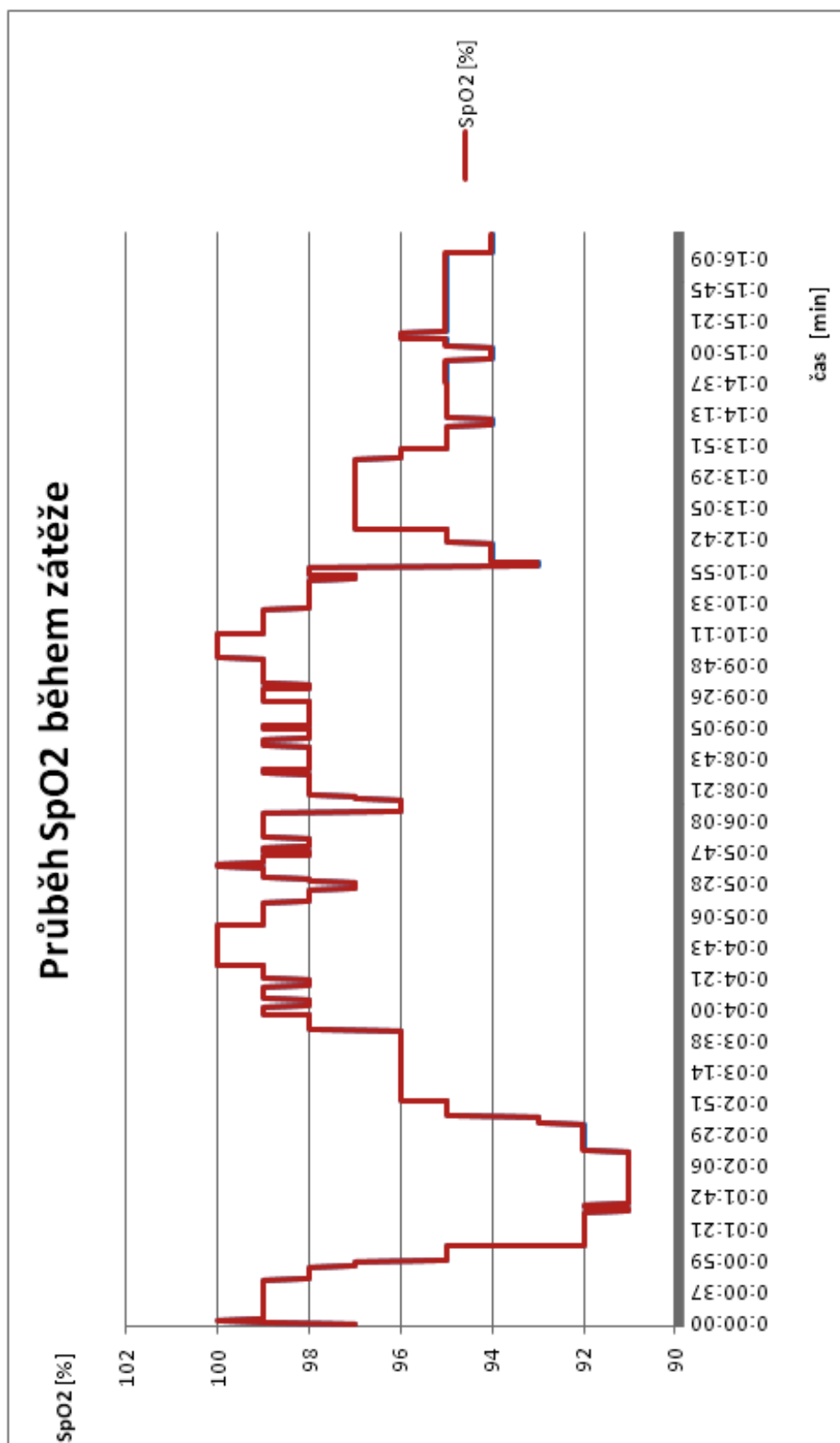
Vzdálenost: 2,5 km



Graf 5: Vývoj SF v závislosti na změně zátěže u figuranta 3



Obrázek 17: Výstup ze softwaru při testování metodou stupňovitého testu pomocí
BE u figuranta 3



Graf 6: Průběh SpO2 u figurantky 3

Figurant 4

Váha: 79,6 kg

Věk: 22 let

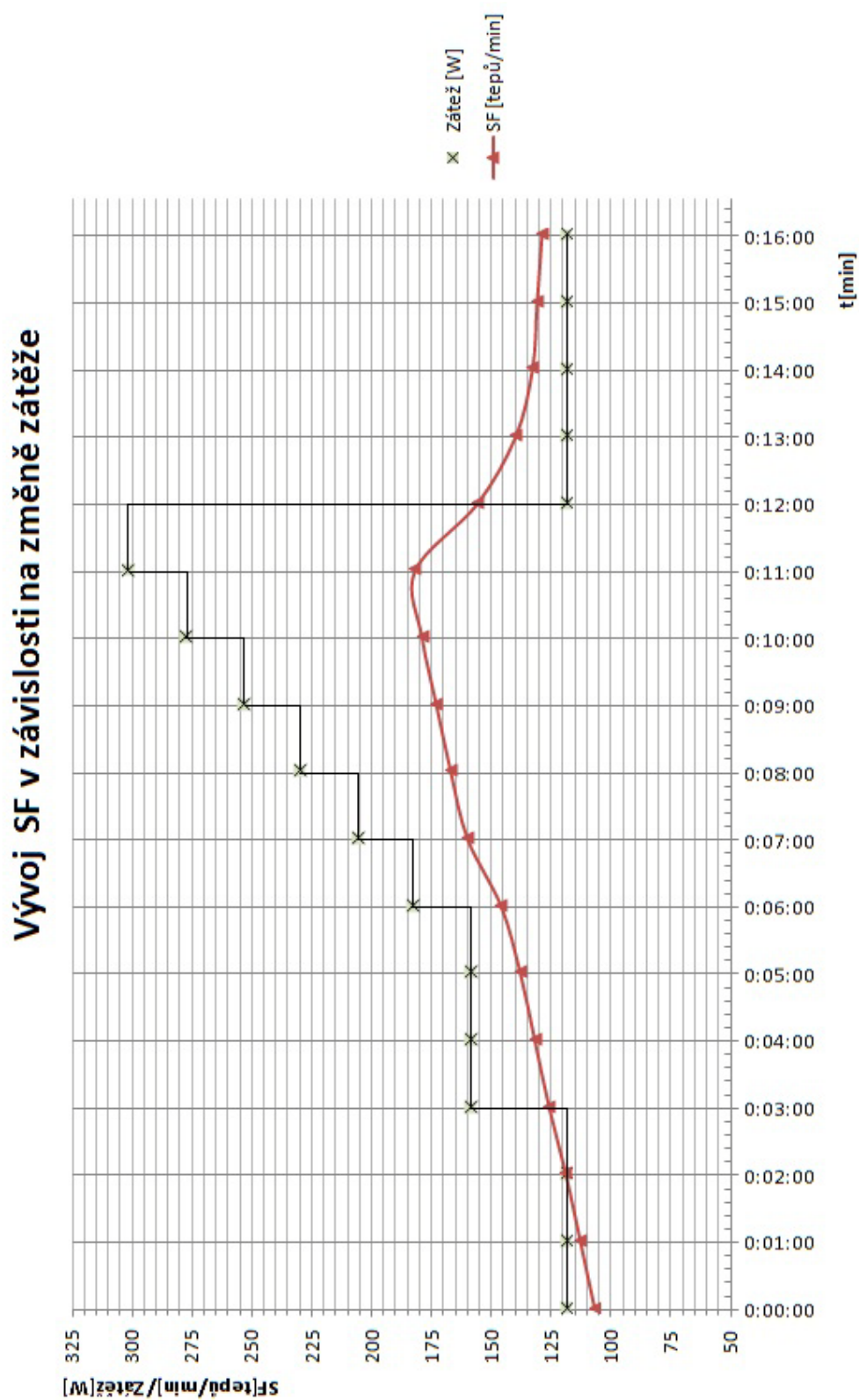
Zjištěná SF_{\max} : 182 tepů/min

Tabulka 9: Hodnoty figuranta 4 odečtené v průběhu BE

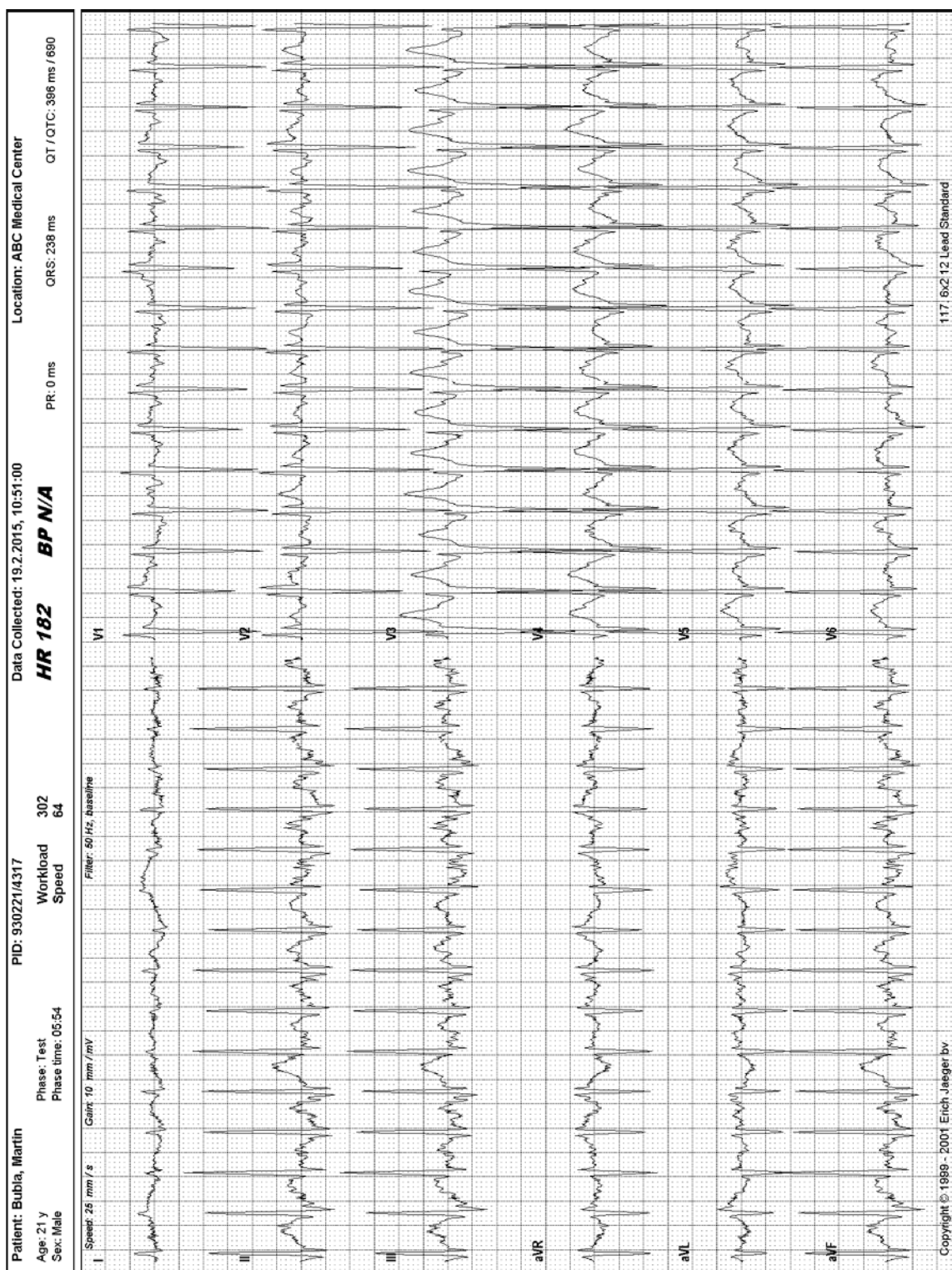
t[min]	Zátěž [W/kg]	Zátěž[W]	SF [tepy/min]
0:00:00	1,5	119	107
0:01:00	1,5	119	113
0:02:00	1,5	119	119
0:03:00	2	159	126
0:04:00	2	159	132
0:05:00	2	159	138
0:06:00	2,3	183	146
0:07:00	2,6	206	160
0:08:00	2,9	230	167
0:09:00	3,2	254	173
0:10:00	3,5	278	179
0:11:00	3,8	302	182
0:12:00	1,5	119	156
0:13:00	1,5	119	140
0:14:00	1,5	119	133
0:15:00	1,5	119	131
0:16:00	1,5	119	129

Zjištěná SF_{\max} (Cooperův test): 188 tepů/min

Vzdálenost: 2,4 km



Graf 7: Vývoj SF v závislosti na změně zátěže u figuranta 4



Obrázek 18: Výstup ze softwaru při testování metodou stupňovitého testu pomocí BE u figuranta 4

Figurant 5

Váha: 70 kg

Věk: 21 let

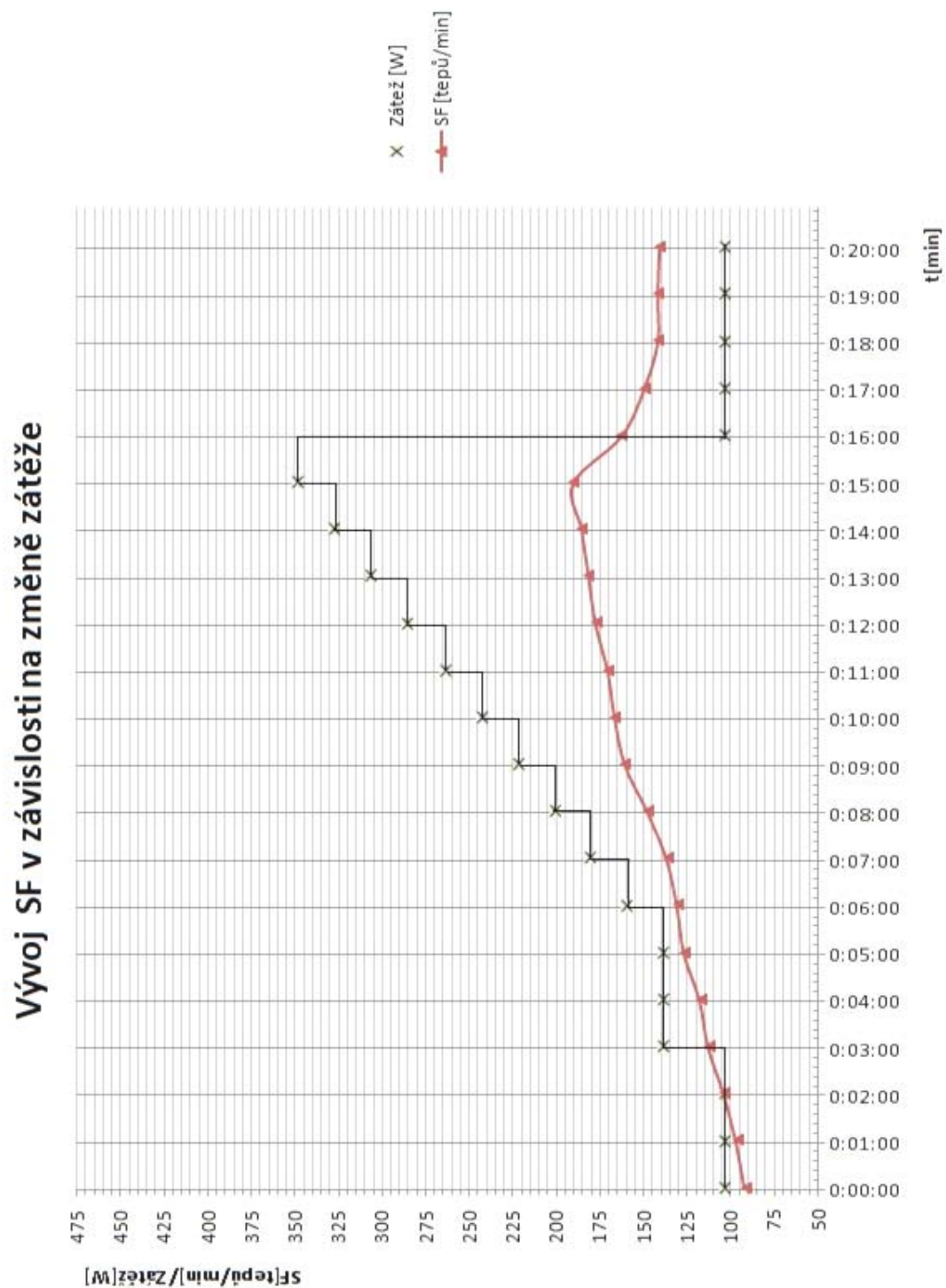
Zjištěná SF_{\max} : 191 tepů/min

Tabulka 10: Hodnoty figuranta 5 odečtené v průběhu BE

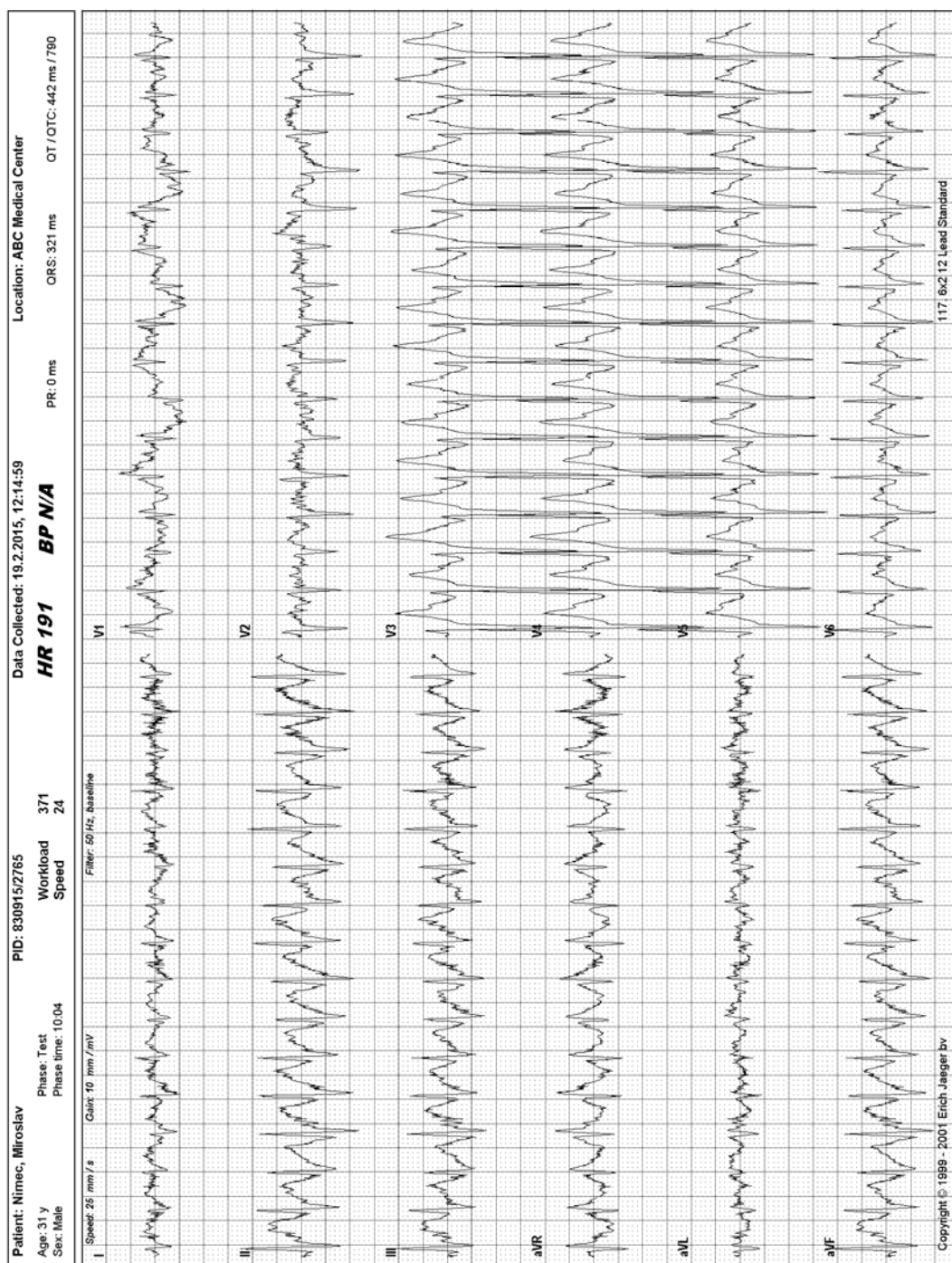
t[min]	Zátěž [W/kg]	Zátěž[W]	SF [tepy/min]
0:00:00	1,5	105	92
0:01:00	1,5	105	97
0:02:00	1,5	105	104
0:03:00	2	140	113
0:04:00	2	140	118
0:05:00	2	140	127
0:06:00	2,3	161	131
0:07:00	2,6	182	137
0:08:00	2,9	202	148
0:09:00	3,2	223	161
0:10:00	3,5	244	167
0:11:00	3,8	265	171
0:12:00	4,1	287	178
0:13:00	4,4	308	182
0:14:00	4,7	329	186
0:15:00	5,0	350	191
0:16:00	1,5	105	163
0:17:00	1,5	105	150
0:18:00	1,5	105	142
0:19:00	1,5	105	142
0:20:00	1,5	105	141

Zjištěná SF_{\max} (Cooperův test): 190 tepů/min

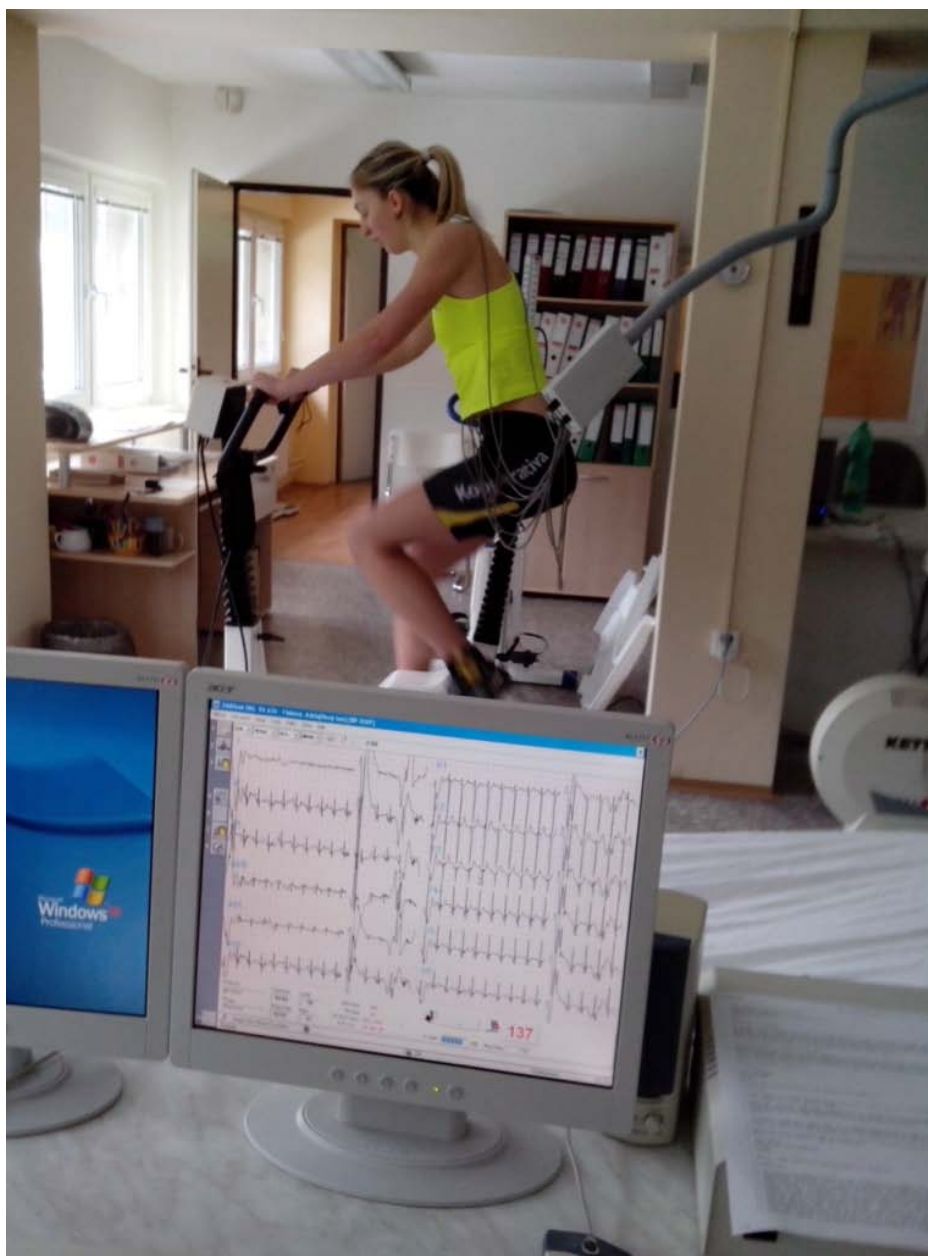
Vzdálenost: 2,96 km



Graf 8: Vývoj SF v závislosti na změně zátěže u figuranta 5



Obrázek 19: Výstup ze softwaru při testování metodou stupňovitého testu pomocí BE u figuranta 5



Obrázek 20: Fotografie z průběhu měření

Terénní testy

CT12



Graf 9: Výstup ze sporttesteru Garmin u figuranta 3



Graf 10: Výstup ze sporttesteru Garmin u figuranta 4



Graf 11: Výstup ze sporttesteru Garmin u figuranta 5